

BEURTEILUNG SPORTARTSPEZIFISCHER
NEUROMUSKULÄRER
BEWEGUNGSMUSTER MITTELS
OBERFLÄCHENELEKTROMYOGRAPHIE
UND TISSUE-TENSIOMETER

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller –Universität Jena

von Charlott Roihl

geboren am 22.04.1986 in Saalfeld

Gutachter

- 1. Prof. Dr. Ulrich C. Smolenski, Jena**
- 2. Frau Prof. Dr. Johanna Hübscher, Jena**
- 3. Prim. Univ.-Prof. DDr. Mag. Anton Wicker, Salzburg**

Tag der öffentlichen Verteidigung: 07.09.2015

Inhaltsverzeichnis

I Abkürzungsverzeichnis.....	3
1. Zusammenfassung	4
2. Einleitung und Grundlagen	8
2.1 Muskelphysiologie.....	10
2.1.1 Motorische Einheit und Muskelkontraktion.....	10
2.1.2 Muskelkraft.....	10
2.1.3 Muskelfasertypen	11
2.1.4 Muskulatur und Training	12
2.1.5 Ruhemuskeltonus.....	12
2.1.6 Kontraktionsformen	14
2.2 Oberflächenelektromyographie	14
2.2.1 Herkunft des O-EMG-Signals	14
2.2.2 Verarbeitung des O-EMG –Signals.....	15
2.2.3 Einflussfaktoren auf das O-EMG-Signal	17
2.2.4 Vergleich Feinnadel- und Oberflächenelektromyographie	18
2.2.5 Interpretation des O-EMG-Signals.....	18
2.2.6 Einsatzgebiete des O-EMG	20
2.3 Gewebespannungsmessung.....	20
2.3.1 Definition Gewebespannung.....	20
2.3.2 Einflussfaktoren auf die Gewebespannung.....	20
2.3.3 Methoden zur Gewebespannungsmessung.....	21
2.3.4 Vorangegangene Studien zum Tissue-Tensiometer	21
2.4 Grundlagen zu den Sportarten.....	22
2.4.1 Leistungsbestimmende Muskulatur im Triathlon	24
2.4.2 Leistungsbestimmende Muskulatur im Basketball	25
2.4.3 Leistungsbestimmende Muskulatur im Ringen.....	25
2.4.4 Leistungsbestimmende Muskulatur im Fechten	26
3. Fragestellung und Hypothesen.....	27
3.1 Fragestellungen	27
3.2 Hypothesen	28
4. Methodik	29
4.1 Probanden.....	29
4.2 Geräte und Materialien	31
4.2.1 Oberflächen-EMG	31
4.2.2 Tissue-Tensiometer.....	33
4.3 Versuchsablauf.....	35
4.3.1 Elektrodenpositionen und Bewegungsabläufe während der O-EMG Messungen	36
4.4 Auswertung und Statistik.....	41
4.4.1 Reliabilität des O-EMG	41
4.4.2 Übereinstimmung der Seitenunterschiede gemessen mit dem Ruhe-EMG mit der Einschätzung durch einen Sportarzt.....	42
4.4.3 Korrelation von O-EMG und TTM	43
4.4.4 Seiten- und Gruppenunterschiede sowie Reliabilität des Normierungsverfahrens Prozentasymmetrie für die O-EMG Messungen.....	43

4.4.5 Vergleich einiger Ruhe-EMG-Werte mit Normwerten.....	45
5. Ergebnisse.....	46
5.1 Reliabilität des O-EMG	46
5.2 Übereinstimmung der Seitenunterschiede gemessen mit dem Ruhe-EMG mit der Einschätzung durch einen Sportarzt	51
5.3 Korrelation von O-EMG und TTM.....	52
5.4 Reliabilität des Normierungsverfahrens Prozentasymmetrie für das O-EMG	53
5.5 Seiten- und Gruppenunterschiede im isometrischen und dynamischen O-EMG	56
5.6 Vergleich mit Normwerten für das Ruhe-EMG	63
6. Diskussion.....	66
6.1 Ergebnisdiskussion.....	66
6.1.1 Reliabilität des O-EMG	66
6.1.2 Übereinstimmung der Seitenunterschiede gemessen mit dem Ruhe-EMG mit der Einschätzung durch einen Sportarzt.....	67
6.1.3 Korrelation Ruhe-EMG und TTM	69
6.1.4 Reliabilität des Normierungsverfahrens Prozentasymmetrie für das O-EMG	73
6.1.5 Seiten- und Gruppenunterschiede in den isometrischen und dynamischen O-EMG Messungen.....	76
6.1.6 Vergleich mit Normwerten für das Ruhe-EMG	79
6.2 Methodendiskussion und Fehleranalyse	82
6.2.1 Physioanatomische Eigenschaften der Probanden.....	82
6.2.2 Tagesperiodik.....	83
6.2.3 Fehleranalyse für das O-EMG	84
6.2.4 Fehleranalyse für das TTM.....	89
6.2.5 Ausblick für die Gewebespannungsmessung	91
7. Schlussfolgerungen.....	92
II Literatur- und Quellenverzeichnis.....	94
III Anhang	104

I Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ca.	circa
dB	Dezibel
EKG	Elektrokardiogramm
EMG	Elektromyogramm / Elektromyographie
Hz	Hertz
ICC	Intraclass Correlation Coefficient
li	links
L3/4	Lumbalwirbel 3/4
M.	Musculus
MOhm	Megaohm
mV	Millivolt
N	Newton
n	Anzahl der Messwerte
O-EMG	Oberflächen-Elektromyogramm / -Elektromyographie
OP	Operation
re	rechts
SD	Standardabweichung
sec	Sekunden
SEMG	Surface Electromyography
Tab.	Tabelle
TrP	Triggerpunkt
TTM	Tissue Tensiometer
µV	Mikrovolt

1. Zusammenfassung

Einleitung: Neuromuskuläre Bewegungsmuster bilden sowohl in der Physikalischen Medizin und Rehabilitation als auch in der Sportmedizin einen wichtigen Gegenstand der Erforschung. Da manuelle Tests hohen subjektiven Schwankungen unterliegen, werden für die Dokumentation objektive Messmethoden benötigt. Diese müssen auf ihre Verlässlichkeit geprüft und Interpretationsgrundlagen geschaffen werden.

Fragestellung: Diese Studie befasst sich mit der objektiven Erfassung der elektrischen Muskelaktivität und des Muskeltonus bei Leistungssportlern. Es wird der Intrasession-Reliabilität der Amplitudenwerte in der Oberflächenelektromyographie (O-EMG) und der Normierungsmethode Prozentasymmetrie nachgegangen. Überprüft werden soll außerdem, ob Seitenunterschiede im Ruhe-EMG mit der Einschätzung durch einen Sportarzt übereinstimmen, und ob Messungen des Ruhe-EMG und des Tissue-Tensiometer (TTM) korrelieren. Weiterhin beinhaltet die Studie einen Vergleich muskulärer Seitenunterschiede im O-EMG in verschiedenen Sportartgruppen und den Vergleich der Ruhe-EMG-Werte mit denen einer Referenzgruppe.

Methoden: Die Studie schließt 41 Sportler, unterteilt in die Gruppen Basketballer, Ringer, Fechter und Triathleten ein. 9 Muskeln des Schultergürtels, des Beckengürtels und des Stammes werden analysiert. Der Untersuchung durch einen Sportarzt folgt die Aufzeichnung des O-EMG in Ruhe, während isometrischer und dynamischer Kontraktion, sowie die Gewebespannungsmessungen mit dem TTM. Die Reliabilitäten des O-EMG sowie der Normierungsmethode ergeben sich aus dem ICC. Die Übereinstimmung zwischen Ruhe-EMG und Bewertung durch einen Sportarzt wird mit Cohens Kappa bewertet. Der Korrelationskoeffizient nach Pearson wird zur Beschreibung der Beziehung zwischen Ruhe-EMG und TTM herangezogen. Um signifikante Gruppenunterschiede zwischen den einzelnen Sportarten im Hinblick auf Asymmetrien im O-EMG aufzudecken, wird eine einfaktorielle Varianzanalyse durchgeführt. Mithilfe des T-Testes werden Ruhe-EMG-Werte dreier Muskeln mit von Cram et al. (1998) publizierten Werten verglichen.

Ergebnisse: Die Overall-ICC-Werte der isometrischen Kontraktionen liegen für Spitzenwerte (SW) bei 0,78 - 0,95 und für Mittelwerte (MW) bei 0,86 - 0,98 , analog für dynamische Kontraktionen bei 0,86 - 0,97 (SW) und bei 0,88 - 0,98

(MW). Für keinen der untersuchten Muskeln gibt es eine signifikante Übereinstimmung der Evaluierung von Seitendifferenzen durch einen Sportarzt mit einem 35%igem Seitenunterschied im Ruhe-EMG. Es kann in dieser Studie kein signifikanter linearer Zusammenhang zwischen dem O-EMG und dem TTM nachgewiesen werden. Die Overall-ICC-Werte für die Normierungsmethode Prozentasymmetrie liegen für isometrische Kontraktionen bei 0,71 - 0,96, für dynamische Kontraktionen bei 0,66 - 0,93. Es ergeben sich keine signifikanten Unterschiede der Prozentasymmetrien unter den 4 Gruppen. Für das Ruhe-EMG des M. trapezius, M. sternocleidomastoideus und M. erector spinae gibt es keine signifikanten Unterschiede im T-Test zwischen den 4 Gruppen und der Vergleichsgruppe. In der Arbeit sind Tendenzen für Seitendifferenzen der 4 Sportarten im EMG und für Unterschiede zur Vergleichsgruppe dargestellt.

Diskussion: Die für diese Studie gewählten isometrischen und dynamischen Bewegungsabläufe zeigen zufriedenstellende bis hohe Reliabilitäten. Subjektive Einschätzungen im Muskelprofil werden nicht durch objektive O-EMG Messungen bestätigt. Ein entscheidendes Problem stellt dabei unter anderem die Festlegung eines Grenzwertes für signifikante Seitenunterschiede im O-EMG dar. Gewebespannungsmessungen mithilfe des TTM im Ruhetonus scheinen neben dem Muskeltonus stark von anderen Variablen abhängig zu sein. Die Prozentasymmetrie schneidet im Bereich der Reliabilität im Vergleich mit anderen etablierten Normierungsmethoden schlechter ab, kann insgesamt aber als zuverlässig eingeschätzt werden. Relativ kleine Probandengruppen könnten einen wichtigen Grund für nicht signifikante Ergebnisse beim Gruppenvergleich der Prozentasymmetrien und beim Vergleich mit Normalwerten sein. Auch Triathleten scheinen entgegen der Erwartungen Seitendifferenzen im Muskelprofil zu haben.

Schlussfolgerung: Objektive Messverfahren zur Darstellung neuromuskulärer Bewegungsmuster müssen weiterentwickelt werden. Die Gewebespannungsmessung im Ruhezustand mit dem TTM kann, basierend auf den Ergebnissen dieser Studie, nicht als ein Maß für die Muskelaktivierung verwendet werden. Einige Bewegungsabläufe zur Bestimmung der Prozentasymmetrie sollten überdacht werden. Eine seiten-simultane Durchführung ist zu empfehlen. Auch in vermeintlich seitenausgeglichenen Sportarten sollten Trainings- und Präventionsprogramme mögliche Seitendifferenzen der Muskeln berücksichtigen.

Summary

Evaluation of sport-specific neuromuscular movement patterns with Surface Electromyography and Tissue-Tensiometer

Introduction: Neuromuscular movement patterns are an important subject of research in Physical medicine and Rehabilitation as well as in Sports medicine. Since manual tests underlie subjective variability, objective measurement methods are required for documentation. The reliability of these methods has to be verified and a basis for interpretation has to be developed.

Objectives: The purpose of this study is the objective registration of muscular electrical activity and tone in professional athletes. Intrasession-reliability of surface electromyography (EMG) amplitude values and the normalization method “percentage of asymmetry” for isometric and dynamic contractions are evaluated. Whether or not a correlation between side differences in surface EMG and the evaluation by a sports physician exists, is investigated. Furthermore a possible relationship between surface EMG and Tissue-Tensiometer (TTM) is explored. The second part of the study is dedicated to the comparison of muscular imbalances recorded by surface EMG between several groups of athletes and the comparison of EMG values at rest with a norm population.

Methods: The study includes 41 athletes, divided in 4 groups: basketball, wrestling, fencing and triathlon. 9 muscles of the shoulder girdle, the pelvic girdle and the trunk are analyzed. After evaluation by a sports physician the registration of surface EMG at rest, under isometric and dynamic contractions and the measurement of tissue tension with the TTM at rest follow. Reliability of surface EMG values and the normalization method are determined by the ICC. The level of accordance between surface EMG and the evaluation of a sports physician is measured by Cohen’s Kappa. Pearson’s correlation coefficient is used to describe the relationship between surface EMG and TTM. To detect significant differences between the groups of athletes in muscular imbalances, univariate analysis of variance is performed. Using T-Test the surface EMG at rest of 3 muscles is compared to values published by Cram et al. (1998).

Results: Overall-ICC values for isometric contractions range from 0,78 to 0,95 for peak values and from 0,86 to 0,98 for mean values, respectively for dynamic contractions they range from 0,86 to 0,97 for peak values and from 0,88 to 0,98

for mean values. For none of the analyzed muscles there is a significant agreement between the evaluation of a sports physician and a 35% side difference in surface EMG at rest. Except for the left M. trapezius, no linear correlation can be found for surface EMG and TTM. Overall-ICC values of 0,71 - 0,96 for isometric contractions and 0,66 - 0,93 for dynamic contractions are demonstrated for the normalization method “percentage of asymmetry”. No significant differences for the “percentage of asymmetry” can be found between the 4 groups of athletes. T-Test does not indicate significantly different data of the groups when compared to norm population. In the dissertation are illustrated tendencies for neuromuscular side differences of the sports and for differences to the reference group.

Discussion: The movements chosen for this study showed satisfying to high reliabilities. Subjective evaluation of the muscle profile is not confirmed by objective EMG measurements. An essential role seems to play the difficulty to determine a cut-off value for significant side differences in surface EMG. Tissue tension at rest, revealed with the TTM, appears to be highly dependent on other factors besides muscle tone. Reliability of “percentage of asymmetry” is inferior to other established normalization methods, however it’s sufficiently reliable. The small quantity of subjects is thought to be an important reason for non significant results of the comparison between the athletes respectively to side differences and the comparison with reference values. Contrary to expectations triathletes seem to have side differences in the muscle profile.

Conclusion: Objective rating systems for measurements of neuromuscular movement patterns have to be developed further. Based on the results of this study, tissue tension measurements with the TTM at rest cannot be used as a measure for muscle activity. In a few cases alternative movements for the determination of “percentage of asymmetry” should be valued. A side-simultaneous performance of movement is recommended. Even in sports that are not supposed to suffer from muscular side differences, training and prevention programs should consider the possibility of their existence.

2. Einleitung und Grundlagen

Die Erforschung der Muskelphysiologie stellt ein wichtiges Arbeitsgebiet in der Physikalischen Medizin und Rehabilitation dar. Dabei bildet die Analyse der regulären Mechanismen im gesunden Muskel die Grundlage für Rückschlüsse auf pathophysiologische Vorgänge. Ein Sonderfall der Lehre vom Bewegungssystem findet sich in der Sportphysiologie. Unter Ausnutzung natürlicher Adaptionsmechanismen wird das Muskelsystem im Leistungssport auf spezifische Art und Weise trainiert. Die Grenze zu pathologischen Entwicklungen ist oftmals schwer definierbar. Die Trainingslehre setzt die Kenntnis von akuten und chronischen Auswirkungen sportlicher Aktivität auf den gesunden und kranken Organismus voraus (Hollmann und Strüder 2009). Umgekehrt kann der „Extremzustand“ des Muskels eines Leistungssportlers Aufschlüsse über physiologische und pathologische Mechanismen geben und ist deshalb auch für die Rehabilitation von großem Interesse.

Eine Routineuntersuchung in der Sportmedizin, wie zum Beispiel für eine Eignungsfeststellung zum Leistungssport, widmet sich vor allem der Beurteilung des kardiopulmonalen Systems, der körperlichen Konstitution und des Entwicklungszustandes, der Überprüfung von Bewegungseinschränkungen der Gelenke und dem Erfassen von eventuellen Pathologien, die eine besondere Überwachung bei der Ausführung einer Sportart fordern oder gar eine Kontraindikation darstellen. Im Verlauf des Trainingsprozesses kommen gehäuft globale Belastungstests zum Einsatz, welche die Leistungsfähigkeit und Belastbarkeit des Athleten beurteilen sollen. Ein weiteres Feld der Sportmedizin ist jenes, in welchem gewünschte Anpassungsvorgänge der Muskulatur geplant, dokumentiert und in ihrer Effizienz bewertet werden. Im Leistungssport findet man gehäuft Beschwerdebilder des Bewegungssystems, die kein pathologisches Korrelat aus anatomischer Sicht aufweisen. So bildete sich der Begriff der arthromuskulären Funktionsstörung heraus (Neumann 2000). Neuromuskuläre Dysbalancen, die durch stark einseitiges Training entstehen, können den Ausgangspunkt für Bewegungseinschränkungen, Leistungsabnahme und im Extremfall für arthromuskuläre Beschwerden bilden (Freiwald et al. 2000). Es sind veränderte Bewegungstereotypen bei Leistungssportlern dokumentiert worden (Neumann 2000). Das Erkennen solcher sportartspezifischer Funktionsstörungen, Maßnahmen ihrer Prävention

und ein entsprechendes Ausgleichstraining stellen heute einen wichtigen Bestandteil der Trainingslehre und der sportmedizinischen Betreuung eines Athleten dar. Dies kann einen entscheidenden Faktor für dessen sportliche Karriere bilden. Freiwald et al. (2000) beschreiben 4 Methoden der Evaluierung neuromuskulärer Dysbalancen: der Vergleich zu einem Normwert, die Seitenasymmetrie, der Agonist-Antagonisten-Vergleich und der Vergleich synergistischer Muskeln. Der ersten beiden der genannten Methoden wird sich in dieser Studie bedient. Um einen wissenschaftlich fundierten Kenntnisstand zu erlangen, bedarf es objektivierbarer Methoden für die Analyse des Muskelsystems. Klinische Muskeltests sind meist mit einer gewissen Subjektivität behaftet, d. h. ihre Reproduzierbarkeit ist gering. In der Rehabilitation von Patienten mit neuromuskulären oder orthopädischen Krankheitsbildern wird folglich ebenfalls versucht objektive Evaluierungsmethoden für die Diagnostik und vor allem für die Dokumentation des Therapieverlaufes zu etablieren. Es ist also nötig apparative Tests zu entwickeln und in ihrer Einsetzbarkeit zu bewerten.

Die Probandengruppe der Leistungssportler bietet sich für Untersuchungen des Bewegungssystems besonders an, da das Muskelprofil eines Athleten im Allgemeinen gut ausgeprägt und einer apparativen Diagnostik demnach gut zugänglich ist. In dieser Studie wird die Muskulatur der Probanden anhand des Oberflächen-EMG, eines Gewebespannungsmessers und durch einen Sportarzt beurteilt. Der Vorteil der gewählten Probandengruppe ist die vereinfachte Identifizierung der entsprechenden Messpunkte auf den Muskeln. Es ergeben sich mit der Vielfältigkeit der Leistungssportarten ganz unterschiedliche Anforderungsprofile an die Muskulatur der Athleten. Zunächst muss zwischen seitenausgeglichenen und - unausgeglichenen Aktivitäten unterschieden werden. Unter dem Aspekt von vorwiegend zyklischen, seitenausgeglichenen Bewegungen wurden Triathleten in die Studie aufgenommen. Im Basketball, Ringen und Fechten hingegen findet man mehr oder weniger asymmetrische Bewegungselemente. Ein weiteres Kriterium zur Charakterisierung der Sportarten liegt im Anteil dynamischer und isometrischer Kontraktionen. Der Basketball gilt als besonders dynamische Sportart, während z.B. im Ringen die statische Kraft, neben dynamischen Bewegungsabläufen, einen wichtigen Anteil einnimmt.

2.1 Muskelphysiologie

2.1.1 Motorische Einheit und Muskelkontraktion

Eine motorische Einheit besteht aus dem α -Motoneuron, gelegen im Vorderhorn des Rückenmarks, und allen von dieser Nervenzelle innervierten Muskelfasern. Die Anzahl der Fasern, die von einem α -Motoneuron innerviert werden, variiert stark zwischen den verschiedenen Muskeln. Sie kann im einstelligen Bereich liegen, wenn es sich um Muskeln handelt, die sehr präzise arbeiten, kann aber auch über 1000 Muskelfasern pro Motoneuron umfassen (Pahlke 1999). Das α -Motoneuron erhält Impulse von der motorischen Hirnrinde und dem Rückenmark selbst und leitet diese über den Neuriten an die Muskelzelle weiter. Das Axon der Nervenzelle verzweigt sich im distalen Bereich seines Verlaufes und erreicht somit mehrere Muskelfasern (Pahlke 1999). An der Synapse zwischen Axon und Muskelzelle findet im Bereich der motorischen Endplatte die elektromechanische Ankopplung statt. Acetylcholin wird an der präsynaptischen Membran des Neuriten ausgeschüttet und veranlasst die Depolarisation an der postsynaptischen Membran der Muskelzelle. Durch ein spezielles Röhrensystem in der Muskelfaser ist gewährleistet, dass das elektrische Potenzial nahezu zeitgleich an allen Myofibrillen ankommt und die Freisetzung von Kalzium aus dem sarkoplasmatischen Retikulum bewirkt, wodurch die Muskelkontraktion veranlasst wird (Weineck 2010).

2.1.2 Muskelkraft

Um eine sichtbare Muskeltätigkeit zu erzeugen, müssen mehrere motorische Einheiten gemeinsam aktiv sein. Dabei werden jedoch nie alle Einheiten eines Muskels simultan erregt, sodass während einer anhaltenden Kontraktion eine Inaktivierung einzelner Einheiten mit einer Rekrutierung anderer einhergeht. Das Hennemansche Prinzip besagt, dass bei einer schwachen Kontraktion vor allem die langsamen, kleinen motorischen Einheiten aktiviert werden und mit kräftigeren Kontraktionen die Rekrutierung der schnellen, großen Einheiten eintritt (Henneman 1985). Weiterhin kann die Kraft einer Muskelkontraktion durch Zunahme der Entladungsrate der motorischen Einheiten erhöht werden (Latash 2008). Die Koordination verschiedener motorischer Einheiten und die Reizfrequenz spielen also die entscheidende Rolle bei der Kraftmodellierung

eines Muskels. Die Muskelkraft ist abhängig von Geschlecht und Alter. Vergleicht man die durchschnittliche Gesamtquerschnittsfläche verschiedener Muskeln von Frauen mit jener bei Männern, fällt auf, dass diese nur etwa 70 bis 85 % beträgt, was erklärt, dass die durchschnittliche Muskelkraft bei Frauen geringer ist. Die Muskelkraft erlangt ungefähr um das 30. Lebensjahr sein Maximum und nimmt im Alter ab (Markworth 2009). Neben dem Muskelquerschnitt spielen auch die Winkelstellung des Gelenkes, die Schnelligkeit der Kraftentwicklung, die Muskellänge in Form einer Vordehnung, und der metabolische Zustand des Muskels eine Rolle bei der maximal möglichen Kraftentfaltung (Pahlke 1999). Außerdem unterliegt die Muskelkraft tageszeitabhängigen Schwankungen. Einige Autoren beschreiben ein Maximum am Nachmittag und frühem Abend (Tittel 2012, Hollmann und Strüder 2009) andere hingegen am Vormittag (Weineck 2010).

2.1.3 Muskelfasertypen

Man kann die Muskelfasern in 3 Typen einteilen, deren Bezeichnung im Allgemeinen im Englischen mit fast twitch, fatigable (FF), fast twitch, fatigue resistant (FR) und slow twitch (S) vorgenommen wird. Die FF-Fasern kontrahieren am schnellsten und entwickeln die größte Kraft pro Kontraktion, sind aber schnell ermüdbar. Das Verhältnis zwischen Axon und Anzahl der innervierten Muskelfasern ist klein, das heißt eine motorische Einheit besteht aus vielen Muskelfasern. Die S-Fasern haben kleine motorische Einheiten, kontrahieren langsam und entwickeln weniger Kraft, sind aber wesentlich langsamer ermüdbar. Dies liegt daran, dass sie vorwiegend den aeroben Stoffwechsel nutzen, während bei den FF-Fasern der anaerobe Stoffwechsel dominiert. FR-Fasern nutzen sowohl aerobe als auch anaerobe Stoffwechselwege und liegen mit ihren funktionellen Parametern zwischen den FF- und S-Fasern. Sie sind also schneller und kontraktionsstärker als die S-Fasern und gleichzeitig aber weniger ermüdbar als die FF-Fasern. Die FF- und FR-Fasern werden auch als Typ II – Fasern zusammengefasst und die S-Fasern als Typ I – Fasern bezeichnet. Die Muskeln sind aus unterschiedlichen Anteilen der einzelnen Muskelfasertypen zusammengesetzt. Muskeln, welche überwiegend Haltearbeit ausführen, bestehen aus einem hohen Anteil aus S-Fasern, in solchen der Zielmotorik dominieren hingegen die schnellen Fasern. Die prozentuale Verteilung der Muskelfasern gilt als genetisch determiniert.

2.1.4 Muskulatur und Training

Die Skelettmuskulatur passt sich durch verschiedene Vorgänge an wiederholte Belastungsreize an. Zunächst kommt es zu einer verbesserten inter- und intramuskulären Koordination, das heißt die Aktivierung der einzelnen motorischen Einheiten wird synchronisiert. Später kommt es zur Hypertrophie. Die Muskelhypertrophie basiert auf einer Zunahme der Myofibrillen. Noch nicht abschließend geklärt ist, ob auch eine Hyperplasie der Skelettmuskelzellen als Antwort auf Training stattfindet. Es wurde zwar eine Neubildung von Muskelzellen im Erwachsenenalter beobachtet (Appell et al. 1988), es scheint aber, dass dieser Vorgang nur nach Verletzungen und extremem Krafttraining stattfindet (Russell et al. 1992, Antonio und Gonyea 1993). Der Anteil der verschiedenen Muskelfasertypen im Muskel ist genetisch determiniert, jedoch können durch Übung spezielle Muskelfasertypen angesteuert und auftrainiert werden. Durch gezieltes Training ist es möglich, die metabolische Differenzierung der schnellen Typ II-Fasern in FF-Fasern oder FR-Fasern zu beeinflussen. Es kommt jedoch ab Beginn des Pubertätsalters nicht mehr zur Umwandlung von slow twitch-Fasern in fast twitch-Fasern oder umgekehrt (Pahlke 1999). Ein wiederkehrend überschwelliger kraftbetonter Reiz führt in der Muskelzelle zu einer Ausprägung des anaeroben Stoffwechsels und zur verstärkten Synthese von kontraktilen Elementen. Ausdauerbetonte Reize aktivieren hingegen die Synthese mitochondrialer Proteine und begünstigen somit die aerobe Energiegewinnung (Pahlke 1999). Man kann sagen, dass ein großer Anteil an fast twitch-Fasern den Muskel für eine bessere Trainierbarkeit im Kraftbereich prädisponiert, während slow twitch-Fasern im Ausdauerbereich Vorteile verschaffen.

2.1.5 Ruhemuskeltonus

Es gibt zwei grundlegende Bewertungskonzepte für den Ruhemuskeltonus. Aus einer eher klinischen Sicht bezeichnet er den Widerstand, den ein Muskel einer passiv geführten Bewegung entgegenbringt. Im Bereich der Muskelphysiologie wird der Begriff auch zur Beschreibung der Eigen- bzw. Grundspannung eines Muskels angewandt, die sich in völliger Entspannung messen lässt, ohne dass eine aktive Kontraktion oder eine passive Bewegung durchgeführt wird. Letzteres soll hier als Ruhemuskeltonus bezeichnet werden. Es ist jedoch festzuhalten, dass in beiden Fällen der gemessene Tonus auf gemeinsamen

physiologischen oder pathologischen Vorgängen beruht und deshalb die Definitionen nicht streng voneinander trennbar sind. Die Analyse des Muskeltonus mithilfe der passiven Bewegung wird zusätzlich von den elastischen Eigenschaften des Gelenkes beeinflusst.

Der gemessene Tonus ist neben den viskoelastischen Eigenschaften des Muskels auch von denen der umgebenden Weichteilstrukturen abhängig. Diese bilden mit dem Muskel eine funktionelle Einheit und ihr Anteil kann bei Tonusbeurteilungen nicht eliminiert werden. So ist zum Beispiel bekannt, dass die Haut interindividuelle und intraindividuelle Variationen in ihren mechanischen Eigenschaften und vor allem auch ihrer Dicke aufweist. Es konnten in dermatologischen Studien Unterschiede der mechanischen Parameter der Haut zwischen Männern und Frauen und zwischen Stirn und ventralem Unterarm nachgewiesen werden (Diridollou et al. 2000). Weitere Komponenten des Weichteilapparates, die bestimmend wirken, sind der Anteil von Flüssigkeit im intra- und extrazellulären Gewebe, die Beschaffenheit des Muskel-Sehnen-Apparates, die Muskelfaserzusammensetzung und die Temperatur (Laube und Müller 2004).

Von Interesse für die Muskelphysiologie sind aber meistens nicht diese passiven Eigenschaften, sondern die neuromuskuläre Aktivität im Ruhezustand. Für diese Aktivität, messbar während willentlicher Relaxation eines Muskels, ist das γ -Motor-System verantwortlich. Dieses innerviert die sogenannten Muskelspindeln, bestehend aus intrafusalen Muskelfasern, die parallel zu den Skelettmuskelfasern angeordnet sind. Über die γ -Motoneurone wird die Empfindlichkeit der Muskelspindeln gegenüber Längenveränderungen gesteuert. Kommt es zu einer Längenveränderung des Muskels durch Dehnung, werden die Muskelspindeln erregt. Sie sind über afferente Fasern mit dem α -Motoneuron verbunden und führen so zu einer Spannungszunahme im Muskel. Mithilfe dieses Rückkopplungssystems findet im Muskel eine ständige Feineinstellung der Muskelspannung statt, die unter Umständen auch in Ruhe als kontinuierliches Erregungslevel messbar ist. Fraglich ist ob dieser Ruhetonus als inadäquate Erregung anzusehen ist oder bei manchen sportlichen Bewegungsabläufen eine notwendige Voreinstellung des Muskels darstellt.

Der Ruhemuskeltonus verändert sich mit dem Alter. Er entwickelt sich zu seinem Maximum bis zur Pubertät und nimmt ab dem 50. bis 60. Lebensjahr wieder ab (Tittel 2012). Vorausgegangenes Training und emotionaler Stress können die neuromuskuläre Aktivität im Ruhezustand verändern (Britton 2004).

2.1.6 Kontraktionsformen

Es sind verschiedene Arbeitsweisen des Muskels zu unterscheiden. Prinzipiell wird eingeteilt in isometrische und dynamische Kontraktionsformen, analog spricht man von isometrischer und dynamischer Kraft. Bei einer isometrischen Kontraktion kommt es zur Spannungserhöhung im Muskel, seine Länge und der Gelenkwinkel bleiben aber konstant, weshalb keine mechanische Arbeit geleistet wird. Während der dynamischen Arbeitsweise entsteht hingegen eine Zugspannung, die dazu dient einen Widerstand zu überwinden (konzentrische Form) oder ihm nachzugeben (exzentrische Form). Kennzeichnend für die dynamische Kontraktion ist also die Längenveränderung des Muskels. Die konzentrische Muskelarbeit kann isotonisch, also mit gleichbleibender Spannung, oder isokinetisch, also mit gleichbleibender Geschwindigkeit vollzogen werden. Selten findet man diese Arbeitsweisen in ihrer reinen Form. Alltagsbewegungen oder auch sportliche Bewegungsabläufe bestehen aus Kombinationen der genannten Arten. Eine Sonderform, die auxotonische Kontraktion, enthält zum Beispiel sowohl isometrische als auch isotonische Elemente.

2.2 Oberflächenelektromyographie

2.2.1 Herkunft des O-EMG-Signals

Die Oberflächenelektromyographie kann als Ausdruck der elektrischen Aktivität verstanden werden, die über einem bestimmten Hautareal registrierbar ist. Dabei fließen jene Signale in die Ableitung ein, die direkt unter den Elektroden und in deren Umgebung ihren Ursprung haben. Je nach Stärke eines elektrischen Signals kann dieses auch aus relativ ferner gelegenen Quellen zum Gesamtpotential an der Hautoberfläche beitragen. Mit dem O-EMG soll die neuromuskuläre Aktivität eines sich kontrahierenden Muskels gemessen werden. Diese Aktivität kommt wie folgt zustande: Bei Öffnung der Ionenkanäle der Acetylcholinrezeptoren an der motorischen Endplatte kommt es zum

schnellen Einstrom von Natriumionen und Ausstrom von Kaliumionen, wobei jedoch der Natriumeinstrom überwiegt und somit zu einer Depolarisation der Muskelzelle führt. Das Ruhepotential der Zellmembran steigt von circa -70 bis -80 mV auf einen Wert von etwa +20 bis +30 mV an. Fortgeleitet in die sogenannten T-Tubuli im inneren der Zelle, öffnen sich dort durch die Depolarisation spannungsabhängige Kalziumkanäle und Kalziumionen werden aus dem sarkoplasmatischen Retikulum ausgeschüttet. Durch den starken Anstieg der intrazellulären Kalziumkonzentration wird die Muskelkontraktion hervorgerufen. Die Membrandepolarisation einer Muskelzelle generiert ein elektromagnetisches Feld in der Umgebung und kann so von einer Elektrode, die in diesem Feld positioniert ist, registriert werden. Es entsteht ein Gesamtpotential aus der Summe aller Aktionspotentiale, die sich in ausreichender Nähe zur Elektrode befinden. Zwei Aktionspotentiale gleicher Amplitude können dabei aufgrund diverser Distanz zur Elektrode einen unterschiedlichen Anteil zum Summenpotential beitragen. Signale mit entgegengerichtetem Vorzeichen neutralisieren sich in der Gesamtamplitude. Ferner besteht eine Zeitverzögerung zwischen Generierung eines Aktionspotentials und Aufzeichnung durch das O-EMG abhängig von der Fortleitungsgeschwindigkeit entlang der Muskelfasern. In der sich anschließenden Repolarisationsphase kehrt sich die Potentialveränderung wieder um. Während einer Muskelaktivität kommt es zu wiederholten elektrischen Entladungen mit einer bestimmten Frequenz. Auf diese Weise entsteht das bipolare Rohsignal der Elektromyographie (Abb. 1).

2.2.2 Verarbeitung des O-EMG –Signals

Um den Graphen der EMG besser verständlich und interpretierbar zu machen, bedarf es einiger Bearbeitungsschritte, die im Folgenden beschrieben sind. Es entsteht das bearbeitete EMG-Signal, welches zur Auswertung genutzt wird (Abb. 1).

Differentialverstärkung und Gleichtaktunterdrückung:

Um diesen Bearbeitungsschritt durchführen zu können, wird für jede Messung ein Elektrodenpaar und eine Referenzelektrode verwendet. Die Referenzelektrode wird an einem neutralen Punkt wie einem Knochenpunkt befestigt. Da das sich entlang des Muskels fortpflanzende Aktionspotential mit einer gewissen Zeitverzögerung zwischen den beiden Messelektroden

ankommt, externe Störsignale aber ständig von allen Elektroden registriert werden, können jene von den Signalen der eigentlichen Messelektroden distrahiert werden. Nur das gemeinsame Signal wird weiter verarbeitet.

Filter:

Ein 60 Hz notch Filter wird genutzt, um elektromagnetischen Lärm, der noch nicht durch Gleichtaktunterdrückung eliminiert worden ist, zu filtern. Sehr hohe Level dieser Störsignale führen jedoch zur Sättigung des Filters und somit zur unvollständigen Filterung. Weiterhin wird mit einem Bandpassfilter dafür gesorgt, dass nur ein definierter Frequenzbereich des gemessenen Signals dargestellt wird. Die untere Grenze des Bandpassfilters wird benötigt um biologische Artefakte und solche, die durch die Elektrodenkabel verursacht werden, so effektiv wie möglich herauszufiltern. Die obere Grenze hingegen soll Störsignale der Elektroden minimieren.

Gleichrichtung:

Aus dem bipolaren Rohsignal werden die Beträge der negativen Anteile gebildet und positiviert.

Glättung:

Bei der Glättung wird eine bestimmte Anzahl von aufeinander folgenden Signalpunkten gemittelt. Dieser Prozess findet durch mathematische Glättungsalgorithmen oder digitale Filter statt.

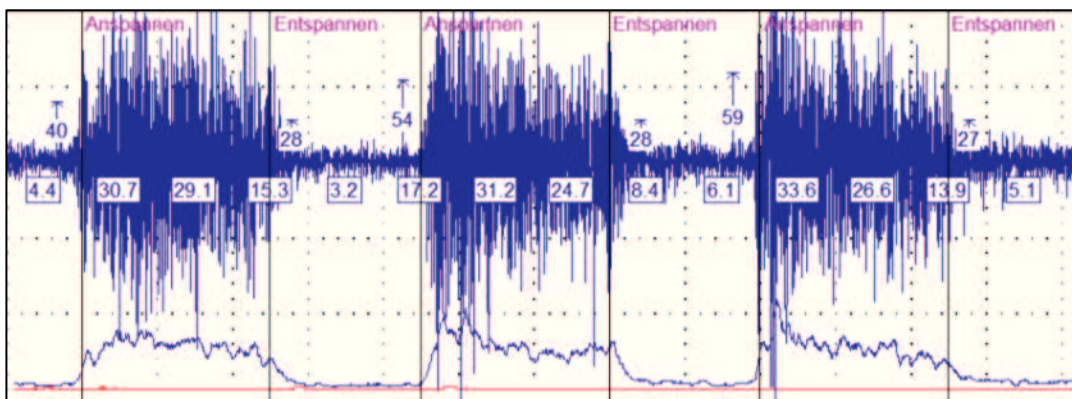


Abb. 1: Monitor mit der Aufzeichnung eines EMG-Signals während einer isometrischen Kontraktion. Oben das Rohsignal und unten das bearbeitete Signal.

2.2.3 Einflussfaktoren auf das O-EMG-Signal

Bereits im Standardwerk der Elektromyographie „Muscles Alive“ wird beschrieben, dass sowohl anatomische und physiologische Eigenschaften des Muskels als auch jene des peripheren Nervensystems und die Charakteristiken des Messsystems das visualisierte Signal beeinflussen (De Luca 1978). Die Amplitude des Aktionspotentials steigt mit dem Muskelfaserquerschnitt und sinkt mit dem Abstand des sich kontrahierenden Muskels von der Elektrode. Form und Größe des Potentials werden von der Lage der einzelnen Muskelfasern in Bezug auf die Elektroden determiniert. Das Gewebe zwischen Muskel und Oberflächen Elektrode wirkt wie ein Tiefpassfilter (De Luca 1978). Hinzukommend wird das EMG-Signal vom Fettgewebe absorbiert. Je mehr Fettgewebe zwischen dem Muskel und der Elektrode liegt, umso schwächer wird demnach das Signal im Vergleich zum Ursprungssignal ausfallen (Cram et al. 1998). Eine entscheidende Rolle spielt auch die Hautimpedanz, abhängig von Feuchtigkeit, oberflächlicher Fettschicht und Hornhautanteil der Haut (Cram et al. 1998). Die Messelektrode hat ebenfalls filternde Eigenschaften, welche der Größe der Kontaktfläche, dem Abstand des Elektrodenpaares und den chemischen Eigenschaften der Metallschicht der Elektrode unterliegen. Filtereigenschaften der Elektrode, des Elektrodenkabels und des EMG-Verstärkers können das visualisierte Potential verzerren, im Sinne zusätzlicher Phasen oder einer verlängerten Dauer (De Luca 1978). Ein wichtiger, nicht zu vernachlässigender Faktor sind sogenannte externe und interne Spannungsquellen. So tragen zum Beispiel der EMG -Verstärker und der für die Aufzeichnung der Messungen verwendete Computer zu diesem Phänomen bei (Cram et al. 1998). Weiterhin können Kabelbewegungen das Signal beeinflussen. Störsignale haben ihren Ursprung auch im Messobjekt selbst. Hier ist an erster Stelle das EKG neben dem Respirations- und anderen Bewegungsartefakten zu nennen. Bei der Interpretation des O-EMG ist immer genau der Vorgang des sogenannten „cross-talk“ zu bedenken. Dieser entsteht, wenn Aktivierungspotentiale von Muskeln, die in der Nachbarschaft des Muskels von Interesse liegen, in das aufgezeichnete Signal einfließen.

2.2.4 Vergleich Feinnadel- und Oberflächenelektromyographie

Im klinischen Alltag wird zur Diagnostik neuromuskulärer Erkrankungen häufig die Feinnadelektromyographie verwendet, die allerdings einige entscheidende Unterschiede zur Oberflächenelektromyographie aufweist. Die Signale beider Methoden korrelieren nicht durchweg (Perry et al. 1981).

Zunächst muss man sagen, dass die Nadel-EMG natürlich aufgrund ihrer Lage in unmittelbarer Nähe zum Muskel, und der demzufolge weniger bedeutsamen filternden Eigenschaften des Gewebes, größere Amplituden aufzeichnet. Perry et al. (1981) registrierten in ihren Vergleichsmessungen zum Beispiel für den M. gastrocnemius eine 26 % niedrigere Maximalamplitude im Oberflächen-EMG als im invasiven Verfahren und für den M. soleus 33 %. „Crosstalk“ findet man bei der intramuskulären Methode mit signifikant geringerem Anteil als bei der oberflächlichen Methode (Solomonow et al. 1994). Die Elektroden verschieben sich in ihrer Lage zum Muskel bei Bewegung nicht, sondern bewegen sich mit dem Muskel. Die O-EMG ist hingegen nicht invasiv, somit ist sie weniger unangenehm für den Probanden und es entfällt das Risiko von Infektionen und Gewebeschäden. Folglich ist sie im Gegensatz zur invasiven Methode theoretisch unendlich oft wiederholbar. Da die Punktionsstellen sorgsam ausgesucht werden müssen, ist die intramuskuläre Elektromyographie aufwendiger in der Durchführung. Sie erfasst nur das Potential einiger weniger motorischer Einheiten, während die O-EMG Informationen über den globalen Muskel gibt. Eine kleine Anzahl von Muskelfasern können sicherlich repräsentativ für den kompletten Muskel sein. Dies muss allerdings nicht immer der Fall sein.

2.2.5 Interpretation des O-EMG-Signals

2.2.5.1 O-EMG und Kraft

Zahlreiche Studien wurden durchgeführt, um das Verhältnis zwischen der Amplitude im O-EMG und der Kraft darzustellen. Die ersten Studien wurden von Lippold (1952) durchgeführt, in denen er eine Linearität der Kraft-Amplituden-Kurve darstellen konnte. Maton (1976) bestimmte die Rekrutierung von motorischen Einheiten als Funktion der Kraft und verglich sie mit dem Oberflächen-EMG. Er fand heraus, dass vor allem für hohe Kräfte eine erhöhte EMG-Aktivität nicht mit einer erhöhten Rekrutierung von Einheiten einherging.

Die kontroversen Ergebnisse werden von vielen Autoren mit unterschiedlichen Messbedingungen und Verarbeitungsprozessen erklärt (Lawrence und De Luca 1983, Perry und Bekey 1981). Cram et al. (1998) schließen aus verschiedenen Beobachtungen, dass sehr hohe interindividuelle Unterschiede im Verhältnis von gemessener elektrischer Aktivität und produzierter Kraft bestehen. Jeder Muskel scheint eine diverse Kraft-Amplituden-Kurve zu haben, die strikt linear bis hin zu kurvenförmig sein kann, abhängig vom Fasertypenverteilungsmuster. Dies wurde schon in vorangegangenen Studien angedeutet (Lawrence und De Luca 1983, Woods und Bigland-Ritchie 1983).

2.2.5.2 Normierung

Aufgrund der oben beschriebenen zahlreichen Einflussfaktoren auf das O-EMG und der inter- und intraindividuellen Ausprägung jener Faktoren, ist es nicht möglich die absoluten Amplitudenwerte verschiedener Personen oder verschiedener Messpunkte miteinander zu vergleichen. Zu diesen anthropomorphischen Ungleichheiten gehören die Dicke des Unterhautfettgewebes und die Hautimpedanz, die Länge des Muskels im entspannten Zustand, der Muskelquerschnitt sowie seine Kontraktionsgeschwindigkeit, der vorherrschende Fasertyp, das Alter und das Geschlecht (Cram et al. 1998). Für Vergleichsstudien muss deshalb zunächst ein sogenanntes Normierungsverfahren zur Bestimmung von relativen Muskelaktivitäten herangezogen werden. Ein weit verbreitetes Verfahren ist die MVC-Normierung (maximal voluntary contraction), bei der alle Messwerte ins Verhältnis zu einer im Voraus gemessenen maximalen willkürlichen Kontraktion gesetzt werden. Meist wird dazu eine isometrische Kontraktion genutzt. Teilweise werden auch submaximale willkürliche Kontraktionen als Referenz eingesetzt. Alternativ beschreiben Cram et al. (1998), dass zur Normierung auch die Amplituden der homologen Muskeln beider Körperhälften ins Verhältnis gesetzt werden können, wodurch ein Prozentwert der Asymmetrie in die weiteren Betrachtungen einfließt.

2.2.6 Einsatzgebiete des O-EMG

Das O-EMG wird zur quantitativen und objektiven Darstellung der Muskelaktivität im klinischen Alltag und in der Wissenschaft eingesetzt. Somit findet es Anwendung sowohl in der klinischen Diagnostik und in der Rehabilitation zur Therapieüberwachung und -optimierung, als auch im Bereich der Ergonomie und Sportwissenschaft. Ein weiteres vielversprechendes Einsatzgebiet ist das Biofeedbacktraining, wie es bei Muskeldysbalancen im Kopf-/Nacken- und Kieferbereich vielerorts bereits etabliert ist.

2.3 Gewebespannungsmessung

2.3.1 Definition Gewebespannung

Die mechanische Spannung ist definiert als Kraft pro Flächeneinheit, also die Kraft, die auf eine gedachte Schnittfläche eines Körpers wirkt. Die muskelspezifische Spannung ist demnach die pro Flächeneinheit des Muskels wirkende Kraft. In der Muskelphysiologie wird oft auch der Begriff der „stiffness“, übersetzt mit Steifigkeit, verwendet, der den Widerstand eines Körpers gegenüber elastischen Verformungen angibt. Der Kehrwert der Steifigkeit ist die Nachgiebigkeit, in der englischen Literatur mit „compliance“ bezeichnet, berechnet aus Verschiebung pro Krafteinheit.

2.3.2 Einflussfaktoren auf die Gewebespannung

Sowohl die viskoelastischen Eigenschaften des Muskels als auch die des intramuskulären Bindegewebes und der über dem Muskel liegenden Gewebsschichten bestimmen die nicht-invasiv gemessene Gewebespannung. Die Dicke der einzelnen Hautschichten variiert interindividuell und hat deshalb einen unterschiedlich großen Anteil an der gemessenen Spannung. Neben den Muskelzellen reagiert auch das Binde- und Stützgewebe auf eine wiederholte Belastung mit einer Vermehrung. Somit kommt es zur mechanischen Verfestigung des Muskelgewebes. Der prozentuale Anteil des interstitiellen Gewebes am Muskelvolumen bleibt jedoch konstant (McDougall et al. 1984).

2.3.3 Methoden zur Gewebespannungsmessung

Die in der klinischen Praxis übliche Methode zur Beurteilung der Gewebespannung ist die Palpation (Kovak et al. 1994, Smolenski 2003). Dafür braucht es einen geübten Untersucher und meist sind nur intraindividuelle Unterschiede beschreibbar (Kovak et al. 1994). Für die wissenschaftliche Arbeit ist die Palpation wegen der mangelnden Objektivierbarkeit und der fehlenden Quantifizierbarkeit nur bedingt einsetzbar.

Viele Geräte der Gewebespannungsmessung beruhen auf dem Prinzip der Registrierung der Eindringtiefe eines Apparates in das Gewebe bei definierter Druckkraft. Fischer (1987) war der Erste der mit dem Tissue-Compliance-Meter, welches einer Art Federwaage gleicht, eine objektivierbare Messmethode der elastischen Nachgiebigkeit eines Gewebes entwickelte. In der Literatur sind das sogenannte „hardness meter“ (Horikawa et al. 1993), das Myotonometer® (Leonard et al. 2003), das „soft tissue stiffness meter“ (Arokoski et al. 2005) und das PHANToM® (Williams et al. 2007) mit ähnlichem Funktionsprinzip zu finden. Vain et al. (1992) entwickelten eine Myotonometrie bei der ein mechanischer Impuls genutzt wird, um die dadurch ausgelöste, sich dämpfende Oszillation des Gewebes zu registrieren. Bei dem sogenannten Tissue Tensiometer handelt es sich um einen Prototypen der Firma „Biofeedback Motor Control“ Leipzig. Dieses soll ebenfalls die Spannung eines bestimmten Gewebes auf der Basis der Registrierung der Eindringtiefe bei vordefinierter Druckkraft messen.

2.3.4 Vorangegangene Studien zum Tissue-Tensiometer

Buchmann et al. führten 2007 eine Pilotstudie mit dem TTM durch, in welcher die Gewebespannung in Triggerpunkten (TrP) und Vergleichszonen der Muskeln gemessen wurde. Sie konnten in 82 % der Fälle einen palperten TrP mit dem TTM verifizieren. In 90% der Fälle waren nach Behandlung mit postisometrischer Relaxation die Gewebespannungsmessungen deutlich geringer und die TrP waren nicht mehr palpatorisch nachweisbar. Es wird daraus geschlossen, dass das TTM palpable TrP mit einem objektiven Messwert darstellen kann. Daraufhin wurde eine weitere Studie zu diesem Thema durchgeführt (Buchmann et al. 2014). Erhöhte TTM-Werte in TrP wurden nachgewiesen, welche während einer kompletten Blockade der

neuromuskulären Übertragung signifikant niedriger waren und sich den Gewebespannungen im Kontrollbereich der Muskeln ohne TrP annäherten.

In einer vorangegangenen Dissertation mit dem TTM am Institut für Physiotherapie in Jena sollte dessen Objektivität und Reliabilität am Modell getestet werden (Zschiegner 2013). Hierbei konnte eine „zufriedenstellende“ Intrasession-Reliabilität (ICC overall = 0,76) erhoben werden, während Test-Retest-Reliabilität und Interrater-Reliabilität „nicht ausreichend“ waren. Auch die Objektivität, die als Korrelation zwischen 2 Ratern bestimmt wurde, musste mit „nicht ausreichend“ angegeben werden. Verschiedene Modellcharakteristika konnten mit dem TTM unterschieden werden, weshalb darauf geschlossen wird, dass Unterschiede im Muskeltonus mit dem TTM messbar sind. Eine Folgestudie untersuchte die Reliabilität des TTM bei der Muskeltonusmessung (Schwarz 2014). Es ergab sich eine „zufriedenstellende“ bis „hohe“ Intrasession-Reliabilität (ICC overall = 0,75 bis 0,93). Für die Test-Retest-Reliabilität lagen die Korrelationen zwischen den Einzelmessungen fast alle in einem „nicht zufriedenstellenden“ Bereich (ICC > 0,7), jedoch konnten „zufriedenstellende“ „over all-Werte“ berechnet werden (ICC over all = 0,78 bis 0,91).

2.4 Grundlagen zu den Sportarten

Unterschiede der Muskelstruktur sind bei Sportarten im Ausdauerbereich und solcher im Schnelligkeitsbereich bzw. der Schnellkraft zu beobachten. Während Ausdauersportler einen relativ höheren Anteil an slow-twitch-Fasern in den entsprechend beanspruchten Muskeln vorweisen, dominieren bei Sportarten mit Schnelligkeitsanforderungen die fast-twitch-Fasern in den spezifischen Muskeln. Es gibt auch Disziplinen mit relativ ausgeglichener Faserverteilung, wie zum Beispiel Mittelstreckenläufer. In einigen Sportarten scheint der Faserverteilung hingegen keine Bedeutung zuzukommen (Pahlke 1999). Anzumerken ist, dass diese Faserverteilung nicht durch Training beeinflusst werden kann, sondern genetisch determiniert ist. Wie bereits beschrieben, kann durch Training lediglich die spezifische Ausdifferenzierung der schnellen Typ II-Fasern in weniger ermüdbare und ermüdbare Fasern gesteuert werden.

Neben anderen Klassifikationskriterien können Sportarten nach dem jeweiligen Anteil statischer und dynamischer Anforderungen eingeteilt werden (Abb. 2). Basketball gilt aufgrund der ständigen Richtungs- und Tempowechsel als sehr dynamische Sportart. Aber auch der sichere Stand nach bremsenden Bewegungen ist fundamental, was die mittelmäßige statische Komponente widerspiegelt. Im Gegensatz zum Triathlon finden sich im Basketball sowohl zyklische als auch azyklische Bewegungen. Der Triathlon mit seiner vielseitigen Anforderung besitzt relativ ausgeglichene Anteile sowohl im statischen als auch im dynamischen Bereich, beides auf hohem Niveau. Der Ringer wird oftmals als ein typischer Kraftausdauersportler bezeichnet. Wie aus der Abb. 2 zu erkennen ist, gehört er zu den Sportlern mit starken statischen Ansprüchen, die dynamische Komponente ist allerdings nicht zu vernachlässigen. Im Fechten sind es weniger die statischen als die dynamischen Elemente die das Anforderungsprofil charakterisieren.



Increasing Static Component  III. High (>50% MVC) II. Moderate (20-50% MVC) I. Low (<20% MVC)	Bobsledding/Luge*†, Field events (throwing), Gymnastics*†, Martial arts*, Sailing, Sport climbing, Water skiing*†, Weight lifting*†, Windsurfing*†	Body building*†, Downhill skiing*†, Skateboarding*†, Snowboarding*†, Wrestling*	Boxing*, Canoeing/Kayaking, Cycling*†, Decathlon, Rowing, Speed-skating*†, Triathlon*†
	Archery, Auto racing*†, Diving*†, Equestrian*†, Motorcycling*†	American football*, Field events (jumping), Figure skating*, Rodeoing*†, Rugby*, Running (sprint), Surfing*†, Synchronized swimming†	Basketball*, Ice hockey*, Cross-country skiing (skating technique), Lacrosse*, Running (middle distance), Swimming, Team handball
	Billiards, Bowling, Cricket, Curling, Golf, Riflery	Baseball/Softball*, Fencing, Table tennis, Volleyball	Badminton, Cross-country skiing (classic technique), Field hockey*, Orienteering, Race walking, Racquetball/Squash, Running (long distance), Soccer*, Tennis
	A. Low (<40% Max O₂)	B. Moderate (40-70% Max O₂)	C. High (>70% Max O₂)
	Increasing Dynamic Component 		

Abb. 2: Klassifikation der Sportarten nach statischen und dynamischen Komponenten (aus Mitchell et al. 2005, S. 1366)

2.4.1 Leistungsbestimmende Muskulatur im Triathlon

Langstreckenlauf:

Das Laufen kann in Schwung- und Stützphase eingeteilt werden. Die Stützphase wird wiederum in Brems- und Abstoßphase unterteilt. Während in der Schwungphase die Hüftbeuger wie M.rectus femoris, M. iliopsoas und M. tensor faciae latae aktiv sind, sind es in der Stützphase die Hüft- und Kniestrecker wie M.gluteus maximus und M.quadriceps femoris sowie der plantarflektierende M. trizeps surae (Weineck 2008). Tittel (2012) beschreibt die typische StreckSchlinge beim Langstreckenläufer, die von den genannten Extensoren über den M. erector spinae auf den ganzen Körper ausgedehnt werden kann. Dieser hat eine wichtige Haltefunktion in der Laufposition, indem er zu einer Hyperextension des Rumpfes führt. Folglich kommt es zur Dehnung der Bauchmuskulatur. An einem bestimmten Punkt würde die Schwerkraft die Streckung fortführen. Hier ist der Einsatz der antagonistischen Muskulatur von Bedeutung. Der M.rectus abdominis und der M. pectoralis major müssen sich kontrahieren, um das Ausmaß der Streckstellung konstant zu halten. Die Grundhaltung beim Langstreckenlauf basiert also auf einem ständigen Wechselspiel der Streck- und Beugeschlinge des Rumpfes, die diesen in einem optimalen Gleichgewicht halten müssen, indem sie ihren Tonus ständig aufeinander einstellen.

Kraulschwimmen:

In der Zugphase kontrahieren sich die Armsenker, u. a. der M.pectoralis major, der M. teres major, der M. latissimus dorsi und, indirekt durch die Retroversion des Schulterblattes, der M. trapezius. Ebenfalls in der Zugphase von Bedeutung sind die Armbeuger und die Flexoren der Hand. Die nachfolgende Druckphase wird durch Armsenker und -strecker wie der M. triceps brachii realisiert. Der M. deltoideus ist in der sogenannten Recoveryphase aktiv, in welcher der Arm in leichter Beugung aus dem Wasser heraus nach vorn geführt wird. Für die Beinarbeit ist das Wechselspiel zwischen Hüftbeugern und -streckern kennzeichnend (Weineck 2008).

Fahrradfahren:

Beim Radsport ist die Beinbeanspruchung dominierend. Hüft- und Kniestrecker sowie Fußgelenksbeuger werden für das Herabdrücken des Pedals benötigt. Beim Hochziehen werden die antagonistischen Muskeln, wie M. rectus femoris, M. iliopsoas, Mm. Ischiocrurales und M. tibialis anterior aktiviert. Bauch- und Rückenmuskulatur wirken stabilisierend (Weineck 2008).

2.4.2 Leistungsbestimmende Muskulatur im Basketball

Im Basketball ist eine hohe Lauf-, Sprung- und Wurfleistung zu verzeichnen. Demnach kann eine ausgeprägte Schnellkraft im Bein-, Hand- und Armbereich vorausgesetzt werden (Hagedorn et al. 1996). Die Schultermuskulatur und die Kniegelenksstrecker bringen die eigentliche Kraft für den Wurf auf, wobei der M. deltoideus für das Heben der Wurfarmschulter maßgebend ist, während es durch eine Streckung im Ellenbogen- und Handgelenk zur Feinjustierung der Wurfbewegung kommt. Insgesamt ist eine koordinierte Ganzkörperstreckung beginnend in den Fuß- und Beinmuskeln bis hin zur Palmarflexion für den Erfolg des Wurfes unabdingbar (Glasauer 2003). Beim Sprung werden vor allem der M. triceps surae, der M. gluteus maximus und die Mm. ischiocrurales beansprucht. Umso höher die Sprünge ausfallen, umso stärker werden auch die Kniestrecker aktiviert.

2.4.3 Leistungsbestimmende Muskulatur im Ringen

Für die Umklammerung des Gegners sind alle Schulter- und Armmuskeln von Bedeutung, herausragende Arbeit müssen die Armbeuger (M. biceps brachii, M. brachialis, M. brachioradialis) und die Armadduktoren (M. pectoralis major, M. triceps brachii) leisten (Weineck 2008). Beispielhaft soll hier der Wurf des Gegners über die Brust angeführt werden, in der die Ganzkörperstreckschlinge eine maximale Explosivkraft aufbringen muss (Tittel 2012). Zusätzlich zur dynamischen Komponente hat der Rumpfstrecker (M. erector spinae) eine stabilisierende Wirkung (Weineck 2008). Im Ringen bildet die Rumpfnäigung und -drehung ein grundlegendes Element. Sämtliche Bauchmuskeln bilden durch ihre Längs-, Quer- und Schräggurtung ein Gesamtsystem in diesen Muskelschlingen, die sich mit dem M. serratus anterior bzw. dem M. pectoralis major in die obere Körperhälfte und über die Hüftmuskulatur in die Beinmuskeln fortsetzen. M. latissimus dorsi und M. gluteus maximus sorgen für das nötige

Gleichgewicht während der Hüftdrehung/ bzw. -neigung. Die vom M. gluteus maximus regulierte Beckenneigung führt zur Dehnung der Bauchmuskulatur, die wiederum durch ihre Kontraktion eine rechtzeitige Rückführung des Beckens bewirkt (Tittel 2012).

2.4.4 Leistungsbestimmende Muskulatur im Fechten

Die Flexoren und Extensoren der Hand unterliegen beim Fechten einer starken Haltebelastung. Während der Stoßbewegungen kommt es zur Zusammenarbeit von Armabduktoren wie M. deltoideus und Mm. infra – und supraspinatus mit den Armstreckern (M.triceps brachii). Auch Pro- und Supinationsbewegungen spielen eine wichtige Rolle im Fechten. Für Ausweichbewegungen im Fechtkampf sind die Rumpfmuskeln von besonderer Bedeutung. Die gute Entwicklung der Bauchmuskulatur und der Hüftbeuger wie M.rectus femoris, M.iliopsoas und M. tensor fasciae latae bildet einen wichtigen Faktor in der Verteidigungstechnik. Der charakteristische Ausfallschritt beansprucht Hüftbeuger sowie Hüft-und Kniestrecker der Gegenseite (Weineck 2008).

3. Fragestellung und Hypothesen

3.1 Fragestellungen

Die klinische Untersuchung in der physikalischen Medizin und Rehabilitation wird dominiert von manuellen Testverfahren und unterliegt somit einer starken Subjektivität des Untersuchers. Deshalb ist man bemüht objektive Messverfahren in die Beurteilung von Krankheitsbildern zu integrieren. Damit medizinische Tests und Messinstrumente für diagnostische Zwecke eingesetzt werden können, müssen sie die sogenannten Testgütekriterien erfüllen. Die Hauptgütekriterien sind Objektivität, Reliabilität und Validität. In dieser Studie sollte die Reliabilität der gewählten isometrischen und dynamischen Kontraktionen für die O-EMG-Messungen bestimmt werden. Eine ausreichende Reliabilität kann erhoben werden, wenn Störquellen und Zufallskomponenten einen geringen Einfluss auf das Ergebnis haben. Das O-EMG, welches bereits einen wichtigen Platz bei der Bewertung von muskuloskelettalen Erkrankungen einnimmt, soll mit der subjektiven Einschätzung durch einen erfahrenen Sportarzt und mit einem Gerät zur Gewebespannungsmessung, dem Tissue Tensiometer verglichen werden. Es wird der Frage nachgegangen, ob die einzelnen Methoden zur Ruhetonusbewertung in ihren Ergebnissen übereinstimmen. Im zweiten Teil der Studie sollen Muskelprofile verschiedener Sportarten mithilfe des O-EMG untersucht und verglichen werden. Um Messwerte verschiedener Probanden vergleichbar zu machen, bedarf es der sogenannten Normierung. Da die Reliabilität des O-EMG von der Normierungsmethode abhängig ist (Bolgla und Uhl 2007, Norcross et al. 2010), wird die in dieser Studie verwendete Methode der Prozentasymmetrie zunächst auf eine ausreichende Reliabilität geprüft. Die erhobenen Werte im isometrischen und dynamischen O-EMG werden dann dahingehend untersucht, ob Unterschiede zwischen den einzelnen Sportarten in der seitenbetonten Ausprägung der Muskelprofile bestehen. Einige Ruhe-EMG-Werte der 4 Sportartgruppen werden hingegen mit in der Literatur publizierten Werten einer Referenzgruppe (Cram et al. 1998) verglichen, um tendenzielle Unterschiede zu beschreiben.

3.2 Hypothesen

1. Das O-EMG besitzt eine zufriedenstellende Intrasession-Reliabilität für isometrische und dynamische Kontraktionen aller in dieser Studie untersuchten Muskeln.
H0: ICC < 0,7
H1: ICC ≥ 0,7
2. Ein über 35%iger Seitenunterschied im Ruhe-EMG, welcher in der SinfomedEMG-Software als Richtwert für muskuläre Dysbalancen angegeben wird, korreliert signifikant auf dem Niveau einer guten Übereinstimmung mit denen vom Sportarzt dokumentierten Seitenunterschieden.
H0: $\kappa < 0,7$
H1: $\kappa \geq 0,7$
3. Die Messungen des O-EMG im Ruhezustand korrelieren signifikant zumindest auf mittlerem Niveau im positiven Sinn mit denen des TTM.
H0: $r \leq 0,5$
H1: $r > 0,5$
4. Die Normierungsmethode Prozentasymmetrie besitzt eine zufriedenstellende Reliabilität für die in dieser Studie gewählten isometrischen und dynamischen Bewegungsabläufe.
H0: ICC < 0,7
H1: ICC ≥ 0,7
5. Die Mittelwerte der O-EMG-Prozentasymmetrie der Sportarten unterscheiden sich signifikant in ihrer Grundgesamtheit für die in dieser Studie untersuchten isometrischen und dynamischen Bewegungsabläufe.
H0: $\mu [\text{Basketball}] = \mu [\text{Triathlon}] = \mu [\text{Ringen}] = \mu [\text{Fechten}]$
H1: mindestens ein $\mu [x] \neq \mu [y]$
6. Die Ruhe-EMG- Werte für den M. trapezius, den M. sternocleidomastoideus und den M. erector spinae der Sportartgruppen unterscheiden sich auffällig von denen einer Referenzgruppe aus Cram et al. (1998).

4. Methodik

4.1 Probanden

Die Studie wurde von der Ethik-Kommission der Friedrich-Schiller-Universität Jena an der medizinischen Fakultät genehmigt (Bearbeitungs-Nr. 2095-08/07). Untersucht wurden insgesamt 41 freiwillige Probanden im Alter zwischen 14 und 39 Jahren (mittleres Alter $19,2 \pm 4,9$ Jahre, Median 18,0 Jahre), die über den Ablauf der Studie informiert wurden und schriftlich in die Teilnahme einwilligten. Es galten folgende Ein- und Ausschlusskriterien:

Einschlusskriterien:

- Männliches Geschlecht
- Alter ≥ 14 Jahre
- Keine aktuellen Beschwerden der Wirbelsäule, benachbarter Muskelgruppen, oder im Bereich der Schulter- und Hüftgelenke
- Freie Beweglichkeit der Wirbelsäule ohne Schmerzen
- Keine klinisch relevanten Funktionsstörungen in der Wirbelsäule und im Iliosakralgelenk
- Klinischer Beckengeradstand
- Freie Beweglichkeit der Hüft- und Schultergelenke
- Keine neurologischen Ausfälle

Ausschlusskriterien:

- OP oder akut konservativ behandlungsbedürftiges Trauma am Bewegungsapparat in den letzten zwei Jahren
- regelmäßige Einnahme von Muskelrelaxantien oder Drogen
- tägliche Schmerzmedikation > 1 Woche

Es sollten in der Studie verschiedenartige Sportarten untersucht und miteinander verglichen werden. Die Daten eines Probanden konnten nur für die Berechnung der Reliabilitäten des O-EMG und der Korrelation zwischen TTM und O-EMG verwendet werden, während diese Versuchsperson für die Vergleichsanalyse zwischen den einzelnen Sportarten ausgeschlossen wurde. Grund dafür waren Abweichungen von den Ein- bzw. Ausschlusskriterien.

Da zwei Probanden den Fragebogen nur unvollständig ausfüllten und im Nachhinein für Rückfragen nicht zur Verfügung standen, sind diese aufgrund der fehlenden Informationen nicht in die Berechnungen der Prozentdifferenzen eingeschlossen worden. Für die Gruppenvergleiche ergab sich demnach eine Anzahl von $n = 38$. Hierbei wurden die Testpersonen in vier Gruppen unterteilt:

- 11 Basketballer (mittleres Alter $16,6 \pm 1,1$ Jahre, Median 16,0 Jahre) unter dem Aspekt einer azyklischen, seitenunausgeglichenen Belastung vor allem im dynamischen Bereich
- 10 Ringer (mittleres Alter $20,2 \pm 1,8$ Jahre, Median 20,0 Jahre) unter dem Aspekt einer sowohl dynamischen als auch statischen Belastung
- 10 Fechter (mittleres Alter $16,0 \pm 2,1$ Jahre, Median 16 Jahre) unter dem Aspekt einer stark einseitigen Belastung
- 7 Triathleten (mittleres Alter $25,0 \pm 8,3$ Jahre, Median 24,0 Jahre) unter dem Aspekt einer zyklischen, seitenausgeglichenen Belastung sowohl im statischen als auch im dynamischen Bereich

Während der O-EMG-Aufzeichnungen der Muskeln im Thorax-Hals-Bereich kam es bei einigen Messungen zu einer starken Überlagerung durch das EKG-Signal, weshalb die erhobenen Daten nicht auswertbar waren. Besonders auffällig war dieses Phänomen beim M. rhomboideus zu beobachten, sodass hier im Rahmen der dynamischen Kontraktion nur 22 Probanden in die Auswertung eingingen. Abb. 3 stellt eine grobe Übersicht über die Probandenanzahl dar. Die endgültig in die Bewertung eingegangene Anzahl der Versuchspersonen ist jeweils an entsprechender Stelle angegeben.

Auch beim TTM mussten einige Messungen ausgeschlossen werden, da es zu inakzeptablen Kurvenverläufen kam. Die in die Bewertung eingegangene Anzahl der Messungen ist ebenfalls an entsprechender Stelle angegeben.

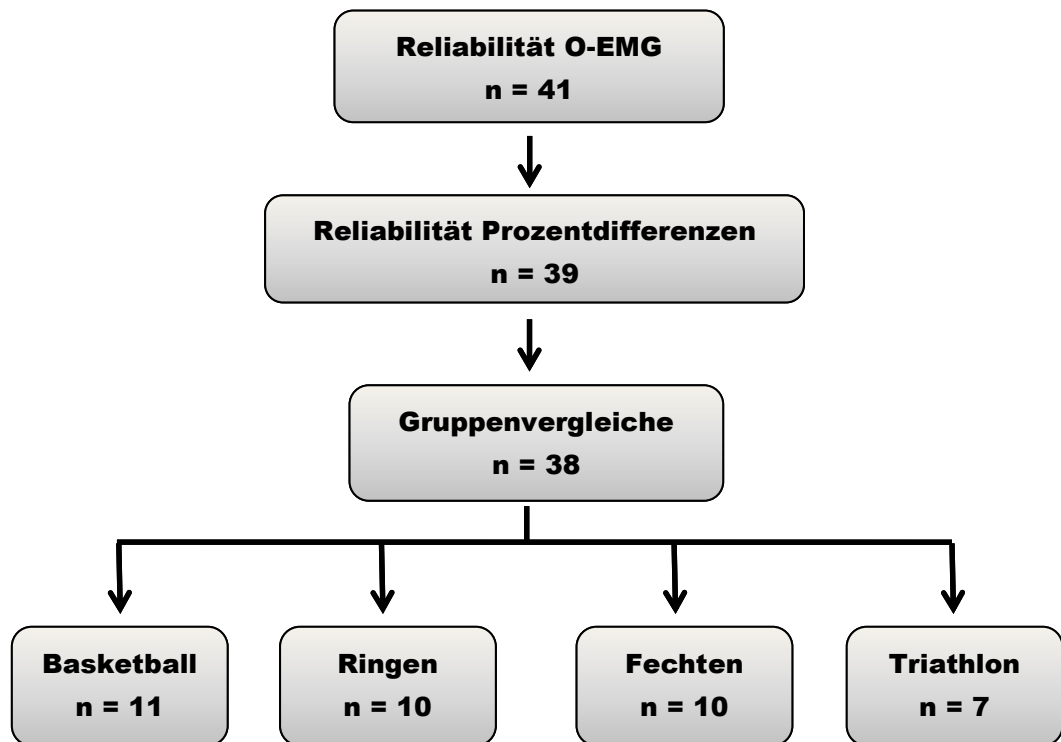


Abb. 3: Probandenanzahl

4.2 Geräte und Materialien

4.2.1 Oberflächen-EMG

Für die elektromyographischen Messungen wurde ein EMG-System mit Vorverstärker der Firma „SinfoMed“ verwendet (Abb. 4). Dieses wird hergestellt von Myotronics-Noromed, INC. Es handelt sich um ein 16-Kanal-Oberflächen-EMG mit Differentialverstärker, mit dem sowohl das Roh- als auch das integrierte EMG darstellbar sind. Die verwendete Software lag in der Version 4.0 vor. Es wurden bipolare Silber-Chlorid Elektroden (Norotrode 20™) mit einem Inter-Elektroden-Abstand von 22 ± 1 mm verwendet (Offset potential: Max. 3 mV, typ. 1 mV, Impedanz bei 10 Hz: max. 100 Ohm).

Folgende technische Daten gelten für das „SinfoMed-EMG“:

- Messbereich: 0 - 1024 μ V (Spitze)
- Frequenzbereich: 15 – 400 Hz
- Notch Filter/
Frequenz 50 (60) Hz: < 25 dB
- geringste Frequenz: 15 Hz (Cut-off), 9 dB/Octave (Roll-off)
- höchste Frequenz: 400 Hz (Cut-off), 8 dB/Octave (Roll-off)
- Noise Level: < 0,4 μ V
- Differential Input: > 110 dB
- Isolierte Inputs: angepasst an die UL544 Spezifizierung für die Patienten Isolierung für alle Input Kanäle
- Input Impedanz: > 20 MOhm
- SEMG Zeitfenster: bis 480 sec
- DC/DC Strom Konverter: angepasst an die UL544 Spezifizierung
- Verstärker: 10,000
- Bearbeitetes EMG
- Empfang: Ruhe EMG 10 μ V
Statisches/Dynamisches EMG 50 μ V
- Geschwindigkeitsraster: Ruhe EMG 1 sec/Einheit
Statisches/Dynamisches EMG 2 sec/Einheit
- Abtastrate: 240 Hz



Abb. 4: „SinfoMed – EMG“ (aus „SinfoMed-EMG“-Software Bedienungsanleitung 2010, Frontblatt und S.8) links: Arbeitsplatz, rechts: EMG-Basisstation (1), Vorverstärker mit Verbindungskabel (2), Medizinisches Netzteil (3), Elektrodenkabel (4), Elektroden (5), Fußpedal zum Starten der Aufzeichnung (6)

4.2.2 Tissue-Tensiometer

Bei dem Gerät zur Messung der Gewebespannung handelt es sich um einen Prototypen der Firma „Biofeedback Motor Control “ Leipzig (Abb. 5). Es wurde vom Entwicklungslabor Dr. Blümel für eine Studie von Buchmann et al. (2007) entwickelt. Da bisher keine serienmäßige Produktion geplant ist, liegt keine ausführliche Beschreibung des Gerätes bzw. Anleitung zur Nutzung vor.

Im Grunde genommen besteht das TTM aus einem Messkopf (Abb. 5 c), der über ein Kabel mit einem Netzteil (Abb. 5 b) verbunden ist und der dazugehörigen Anwendungssoftware (BioMC für TTM Version 1.0.2.25). Der Messkopf setzt sich aus einem äußeren Zylinder und einem inneren Stempel zusammen (Abb. 5 d). Wenn dieser auf die Körperoberfläche aufgedrückt wird, gibt die Verschiebung der äußeren zur inneren Einheit die Gewebeverschiebung pro applizierte Krafteinheit an. Je höher der Widerstand des unter dem Stempel liegenden Gewebes, desto kleiner wird die Verschiebung ausfallen (Abb. 6). Das Prinzip des Apparates besteht also darin, dass er das Verhältnis von Kraft zu Eindringtiefe in einer Weg-Kraft-Kennlinie darstellt und dies als ein Maß für die Gewebespannung gedeutet wird (Buchmann et al. 2007). Die Ergebnisse der Messungen werden in der Einheit N/mm angegeben. Die gemessenen Daten werden mittels Bluetooth auf einen Computer mit der entsprechenden Software übertragen und dort graphisch dargestellt (Abb. 5 a). Nach jeder erfolgten Messung kann der Studienleiter angeben, ob diese verwendet werden soll oder aufgrund von unregelmäßigem Kurvenverlauf eine Wiederholung der Einzelmessung gewünscht wird. Wahlweise kann eingestellt werden, dass jede Messung aus einer definierten Anzahl von Wiederholungen besteht. Die Software stellt in diesem Fall eine gemittelte Kurve der erhaltenen Weg-Kraft-Kennlinien (Abb. 6) dar. Die Ergebnisse werden in Tabellenform und mithilfe von Balkendiagrammen dargestellt (Abb. 7).

Mit der Software stellte ich ein sogenanntes „Messpunktset“ für die 18 benötigten Messpunkte mit folgenden Einstellungen zusammen:

- Wiederholungen: 3
- Maximalkraft: 12 N
- Messschwelle: 10 %

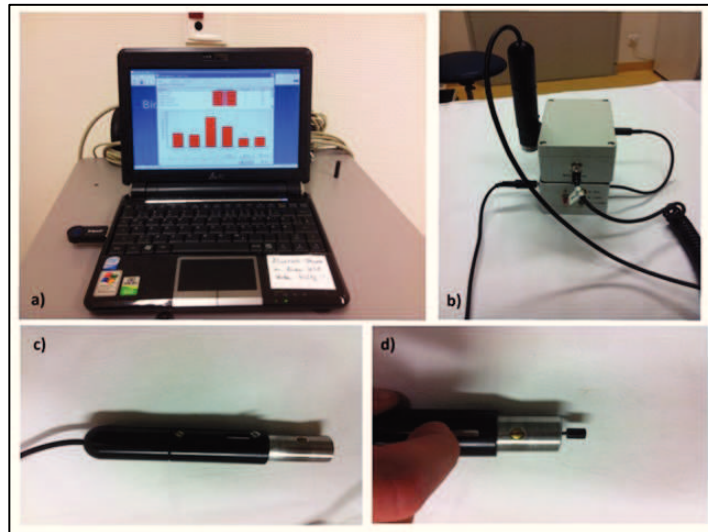


Abb. 5: Tissue-Tensiometer (aus Schwarz 2014, S. 38)
PC-System (a), Messeinheit mit Datenübertragungsmodul (b),
Messkopf (c), Messkopf mit ausgefahrenem Stempel (d)

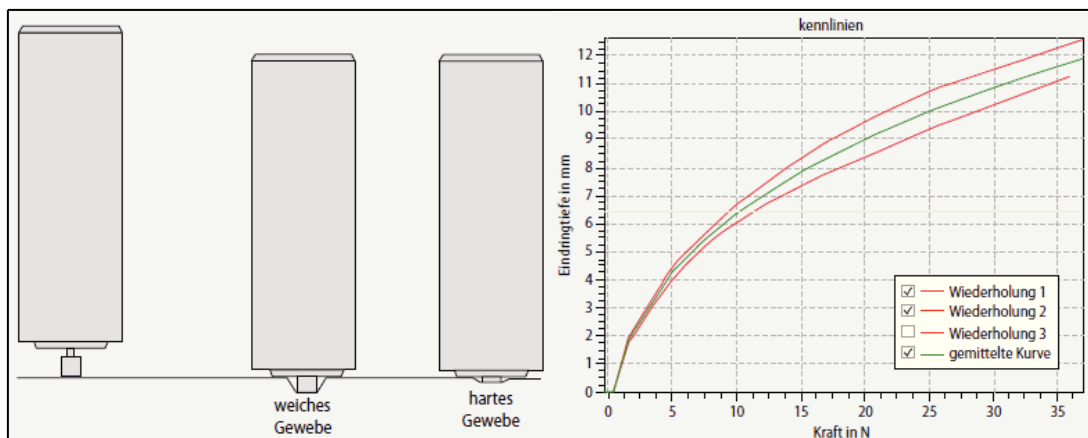


Abb. 6: Funktionsprinzip des TTM-Stempels und aus der Messung gewonnene
Weg-Kraft-Kennlinie (aus Buchmann et al. 2007, S. 192)

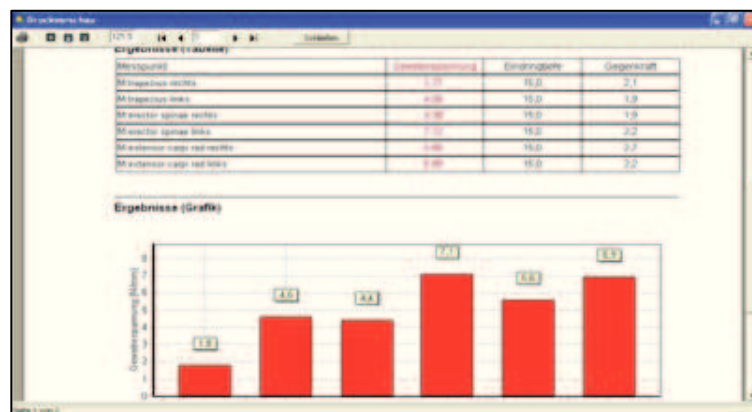


Abb. 7: Screenshot TTM-Software mit Ergebnisdarstellung
(aus Schwarz 2014, S. 40)

4.3 Versuchsablauf

Zur Erfassung der Ausschlusskriterien und der als subjektiv dominant empfundenen Körperhälfte bei der Ausführung der jeweiligen Sportart, wurden die Probanden gebeten einen kurzen Fragebogen auszufüllen. Jeder Proband wurde durch einen erfahrenen Sportarzt, Dr. med. Frank-Detlef Stanek, körperlich untersucht, um weitere Ausschlusskriterien zu erfassen. Außerdem dokumentierte der Sportarzt während seiner Untersuchung auffallende Seitenunterschiede im Muskelprofil. Es wurde für jedes Muskelpaar entschieden, ob es sich um eine symmetrische Ausprägung handelt oder ob eine asymmetrische Spannungserhöhung vorliegt. Nach dieser Erstuntersuchung wurden die Messungen mit dem O-EMG durchgeführt. Dazu wurden die Elektroden an den zu untersuchenden Muskeln beider Körperhälften angebracht. Vorher wurde die Haut an den entsprechenden Stellen mit Desinfektionsmittel und Tupfer gereinigt. An Stellen starker Behaarung wurde die Haut rasiert. Die Elektroden wurden immer parallel zum Muskelfaserverlauf angeordnet. Um Störsignale so gut wie möglich zu reduzieren, wurden alle nicht benötigten Geräte und Handys während der Messungen ausgeschaltet. Der genaue Bewegungsablauf wurde dem Probanden vor jeder einzelnen Messung erklärt und es erfolgte ein Probedurchgang. Wenn alles zufriedenstellend abgelaufen war, wurde die Messung dreimal hintereinander durchgeführt. Dabei erfolgte zunächst die Ruhetonusmessung in entspannter Position, dann die isometrische Kontraktion, welche ca. 5 Sekunden andauerte und zuletzt die dynamische Bewegungsmessung. Bei der Ruhetonusmessung wurde erst dann aufgezeichnet, wenn die Potenzialkurve nach Aufforderung zur völligen Entspannung des Muskels einen konstanten Verlauf ohne größere Ausschläge erreichte. Nach Abschluss aller O-EMG-Messungen wurden die Elektroden und eventuelle Pastenrückstände entfernt und mit der Gewebespannungsmessung an denselben Punkten, an denen zuvor die Elektroden positioniert waren, begonnen. Die Messungen mit dem TTM wurden ebenfalls in völliger muskulärer Entspannung durchgeführt, in derselben Position wie zuvor die Ruhetonusmessungen mithilfe des O-EMG. Der Untersuchungsablauf ist schematisch in Abb. 8 dargestellt.

Versuchsabschnitt		
Bestandteile		Ablauf
1 Eignungsfeststellung und Beurteilung durch den Sportarzt		
Anamnese Körperliche / klinische Untersuchung Ein- / Ausschlusskriterien		Fragebogen Durch einen erfahrenen Untersucher
2 O-EMG-Messung		
<ul style="list-style-type: none">- M. trapezius oberer Anteil- M. sternocleidomastoideus*- M. deltoideus mittlerer Anteil- M. tensor fasciae latae- M. serratus anterior- M. rectus abdominis- M. gluteus maximus- M. erector spinae, lumbaler Anteil- M. rhomboideus major		<p>Probedurchgang</p> <p>↓</p> <p>Ruhetonus</p> <p>↓</p> <p>isometrische Kontraktion (5 Sekunden)</p> <p>↓</p> <p>dynamische Kontraktion</p>
3 Tissue Tensiometer		
<ul style="list-style-type: none">- M. trapezius oberer Anteil- M. sternocleidomastoideus- M. deltoideus- M. tensor fasciae latae- M. serratus anterior- M. rectus abdominis- M. gluteus maximus- M. erector spinae, lumbaler Anteil- M. rhomboideus major		<p>Muskelpunkte, an denen zuvor die O-EMG Elektroden angebracht waren</p> <p>In entspannter Position</p>

Abb. 8: Versuchsablauf (* nur Ruhetonus)

4.3.1 Elektrodenpositionen und Bewegungsabläufe während der O-EMG

Messungen

M. trapezius, oberer Anteil

Die Elektroden (Abb. 11) wurden den Empfehlungen des SENIAM Projektes folgend auf dem Muskelbauch auf halber Strecke zwischen Akromion und Dornfortsatz C7 positioniert (Freriks et al. 1999) und die herabhängenden Kabel mithilfe von Klebeband fixiert, um eine Zugwirkung auf die Elektroden zu verhindern. Die Referenzelektrode befand sich über dem Dornfortsatz C7. Während der Ruhemessungen saßen die Probanden in entspannter Position und ließen die Arme seitlich herabhängen. Die isometrische Kontraktion wurde

entsprechend den in der Software des Gerätes enthaltenen Anweisungen im Sitzen durchgeführt. Die Probanden wurden angewiesen die Schultern in Richtung der Ohren zu ziehen und sich ausreichend Widerstand zu geben, indem sie sich die mit beiden Händen an der Sitzunterfläche festhielten. Gegebenenfalls wurden Unterlagen zur Sitzerrhöhung eingeschoben, um die Arme der Probanden in eine gestreckte Ausgangsposition zu bringen und somit einen optimalen Widerstand ohne dynamische Bewegungskomponente zu ermöglichen. Die dynamische Kontraktion führten wir mit einer seitensimultanen Armabduktion bis 90° im Stand durch.

M. sternocleidomastoideus

Zunächst wurden die Elektroden (Abb. 9) zwischen Processus mastoideus und Sternoklavikulargelenk leicht hinter dem Muskelbauch (Cram et al. 1998) und die Referenzelektrode über dem Dornfortsatz C7 angebracht. Der Ruhetonus wurde in entspannter Sitzposition gemessen.

M. deltoideus, mittlerer Anteil

Die Elektrodenposition (Abb. 12) befand sich auf dem Muskelbauch zwischen Akromion und lateralem Epikondylus (Freriks et al. 1999), die Referenzelektrode auf dem Akromion. Der Ruhetonus wurde im Sitz aufgenommen, die Arme locker auf dem Schoß abgelegt. Bei der isometrischen Kontraktion wurden die dem Körper anliegenden Arme im Ellenbogen im rechten Winkel gebeugt und danach eine Abduktion gegen einen Widerstand ausgeführt (Freriks et al. 1999). Die dynamische Kontraktion wurde wiederum im Stand durch eine Abduktion beider Arme bis zu einem Winkel von 90° durchgeführt.

M. tensor fasciae latae

Entsprechend den SENIAM-Empfehlungen platzierten wir die Elektroden (Abb. 15) im proximalen 1/6 auf der Linie zwischen Spina iliaca anterior superior und dem lateralen Femurkondylus (Freriks et al. 1999). Über der Spina iliaca anterior superior lag die Referenzelektrode. Als Ruheposition wurde der Sitz mit frei hängenden Beinen definiert. Ausgehend von dieser Position wurde für die isometrische Kontraktion ein manueller Widerstand gegen die Hüftflexion gegeben. Zur Messung der dynamischen Anspannung sollte die Hüftflexion aus dem Sitz ohne Widerstand durchgeführt werden. Sowohl die Messungen zur isometrischen, als auch zur dynamischen Variante wurden einzeln für beide Seiten durchgeführt, um keine Instabilität der Hüftposition zu provozieren.

M. serratus anterior

Die Elektroden wurden an der Vorderkante des M. latissimus dorsi horizontal auf Höhe der Unterkante des M. pectoralis major in einem Zwischenrippenraum positioniert (Abb. 10). Über dem Sternum befand sich die Referenzelektrode. Die Ausgangsposition für die Ruhemessungen war die Rückenlage, die Arme entspannt neben dem Körper abgelegt. Dann wurden den Beschreibungen in der Gerätesoftware folgend die Arme nach vorn oben gestreckt, um sie in eine etwa rechtwinkelige Lage zum Körper zu bringen, die Handflächen wurden dorsalflektiert. Für die isometrischen Aufzeichnungen wurden die Probanden gebeten aus dieser Position die Handflächen in Richtung Decke zu schieben. Die dynamische Bewegung begann in der Ausgangsposition der Ruhemessungen, dann wurden die Arme nach vorn oben in die Ausgangsposition der isometrischen Messung bewegt.

M. rectus abdominis

Es wurden die Elektroden in der Parasternallinie auf den zweiten Muskelbauch und die Referenzelektrode über dem Sternum angebracht (Abb. 9). Die Ruhemessungen fanden in entspannter Rückenlage statt. Da die stärkste Aktivierung des Muskels in den ersten 45° der Rumpfbeugung stattfindet (Cram et al. 1998), wurden folgende Bewegungsabläufe durchgeführt: Die isometrische Kontraktion erfolgte durch ein Halten des angehobenen Oberkörpers, sodass die Schulterblätter von der Untersuchungsfläche abgehoben waren, während dieselbe Bewegung ohne Haltungskomponente zur Messung der dynamischen Kontraktion diente.

M. gluteus maximus

Die Elektroden (Abb. 13) befanden sich auf halber Strecke der Linie zwischen Os sacrum und Trochanter major (Freriks et al. 1999), und die Referenz auf einem gut tastbaren Dornfortsatz der lumbalen Region. Ruhemessungen wurden in entspannter Bauchlage durchgeführt. Aus dieser Lage wurden die Probanden angewiesen jeweils ein Bein gestreckt anzuheben (Cram et al. 1998). Für die isometrischen Messungen mit einem Halten von 5 Sekunden, für die dynamische ohne dieses.

M. erector spinae, lumbaler Anteil

Für die Untersuchungen diente der Bereich der Lumbalwirbel 3 und 4. Der Dornfortsatz L3 wurde über den Beckenkamm aufgesucht. Wie von Freriks et al. (1999) empfohlen, lagen die Elektroden in entsprechender Höhe ca. zwei

Finger weit von der Dornfortsatzlinie entfernt (Abb. 14). Die Referenzelektrode befand sich über einem Dornfortsatz möglichst weit von der Messregion entfernt. Um in der Bauchlage während der Ruhemessung eine komplette Entspannung der Muskulatur zu gewährleisten, wurde eine Polsterrolle unter dem Bauch positioniert. Während der isometrischen Kontraktion sollte der Oberkörper von der Untersuchungsfläche abgehoben und in dieser Position gehalten werden, während der dynamischen wurde er nach dem Anheben sofort wieder abgelegt.

M. rhomboideus major

Die Elektroden befanden sich horizontal im Dreieck zwischen medialer Schulterblattkante, M. trapezius und M. latissimus dorsi (Abb. 11) und die Referenz über dem Dornfortsatz C7. Die Ruhemessungen wurden in der Bauchlage, die Arme locker seitlich abgelegt praktiziert. Für die isometrischen Messungen wurden die Schulterblätter in Richtung der Mittellinie des Körpers zusammengezogen. Als dynamischer Funktionstest des M. rhomboideus diente die Rückführung des elevierten Armes in die Neutralstellung. (Tillmann 2009 und Schünke 2000).

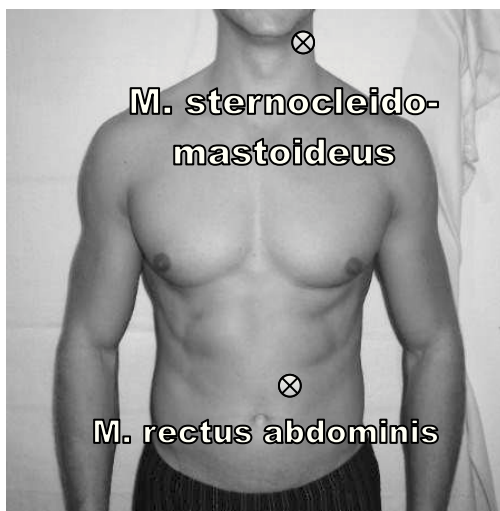


Abb. 9: Elektrodenposition 1
(aus Schwarz 2012, S. 30, verändert)



Abb. 10: Elektrodenposition 2
(aus Schwarz 2012, S. 31 verändert)

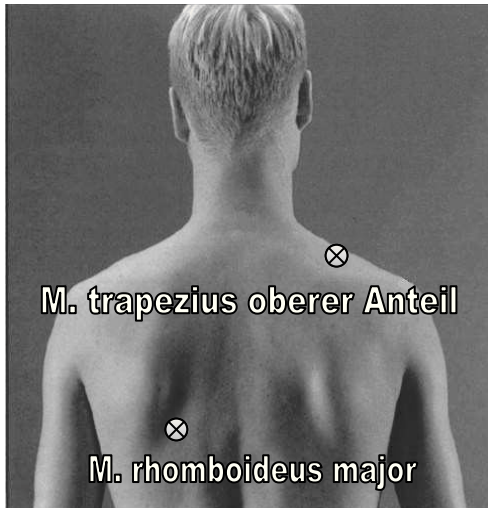


Abb. 11: Elektrodenposition 3
(aus Freriks et al. 1999, S. 27, verändert)

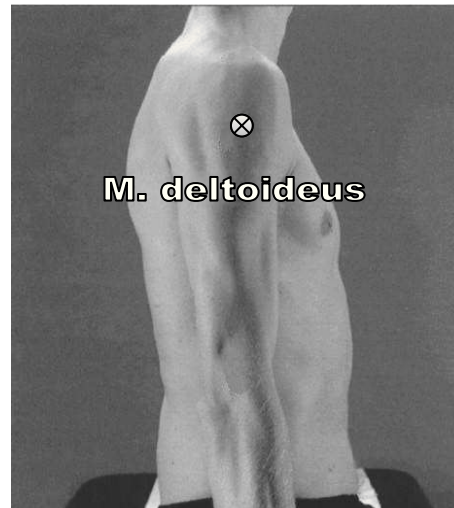


Abb. 12: Elektrodenposition 4
(aus Freriks et al. 1999, S. 31, verändert)



Abb. 13: Elektrodenposition 5
(aus Freriks et al. 1999, S. 40, verändert)



Abb. 14: Elektrodenposition 6
(aus Freriks et al. 1999, S. 34, verändert)

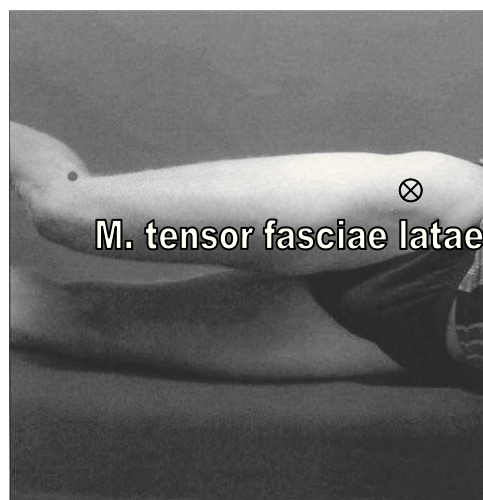


Abb. 15: Elektrodenposition 7
(aus Freriks et al. 1999, S. 42, verändert)

4.4 Auswertung und Statistik

Zunächst mussten die Rohdaten der Messungen ausgelesen werden. Nicht immer wurde Beginn und Ende der Muskelaktivierung exakt von der Software erkannt. In diesen Fällen mussten manuell sogenannte Marker gesetzt werden. Daraufhin wurden die Rohdaten automatisch in tabellarischer Form durch das Programm dargestellt. Alle gewonnenen Rohdaten wurden für die Analyse in das Statistik Programm SPSS (IBM® SPSS® Statistics Version 20) übertragen. Im Bereich der statistischen Methoden wurde Beratung durch Prof. Dr. med. habil. Schlattmann vom Institut für Medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation des Universitätsklinikums Jena in Anspruch genommen.

4.4.1 Reliabilität des O-EMG

Über die Reliabilität des O-EMG sollte die Intrasession-Reliabilität Auskunft geben, deshalb wurden alle statischen und dynamischen Kontraktionen dreimal hintereinander durchgeführt. Da alle Messungen durch einen Untersucher praktiziert wurden, ist diese weiter als Intrarater-Reliabilität zu definieren.

Es wurde für jeden der neun Muskeln getrennt für beide Seiten die Intraklassen-Korrelation über alle drei Messungen (Overall) berechnet. Dazu wurden die von der Software errechneten Spitzenwerte und Mittelwerte über den Messzeitraum herangezogen. Für die Reliabilitätsberechnungen wurde das zweifach-gemischte Modell gewählt. Die Werte wurden mit einem Konfidenzintervall von 95 % auf absolute Übereinstimmung der einzelnen Maße getestet, da im Falle des O-EMG keine Niveauunterschiede zwischen den drei Einzelmessungen vorhanden sein sollten. Dieses sogenannte unjustierte Modell führt zu einer strengeren Prüfung der Messungen. Zusätzlich wurde eine sogenannte „Inter-Item-Korrelationsmatrix“ mithilfe des Statistikprogramms erstellt, um die Korrelation der drei Einzelmessungen untereinander darzustellen. Zur Bewertung der Intraklassenkoeffizienten wurde die Einteilung nach Bortz et al. (2008) herangezogen (Tab. 1).

Tab. 1: ICC – Bewertung (nach Bortz et al. 2008)	
Intraklassenkoeffizient	Bewertung
> 0,9	hoch
0,7 – 0,9	zufriedenstellend
0,5 – 0,7	ausreichend
< 0,5	nicht ausreichend

4.4.2 Übereinstimmung der Seitenunterschiede gemessen mit dem Ruhe-EMG mit der Einschätzung durch einen Sportarzt

Da es sich bei der Einschätzung durch einen Sportarzt um nominale Werte handelt, mussten für den Vergleich die Ruhe-EMG-Werte auch in nominale Werte überführt werden. Dies geschah wie in Abb. 16 dargestellt. In der SinfoMed-EMG-Software wird als grober Richtwert für muskuläre Dysbalancen ein Seitenunterschied über 35 % vorgeschlagen („SinfoMed-EMG“- Software Theoretische Einführung in den Umgang mit dem Oberflächen-EMG 2008). Anlehnend an diesen Wert, wurde die Einteilung in symmetrische und asymmetrische Muskelaktivität vorgenommen.

Dann wurde der ungewichtete κ -Koeffizient nach Cohen für den Nachweis einer Übereinstimmung nominaler Daten bestimmt. Anlehnend an Bortz und Döring (1995) gelten κ -Koeffizienten $\geq 0,7$ als gute Übereinstimmung.

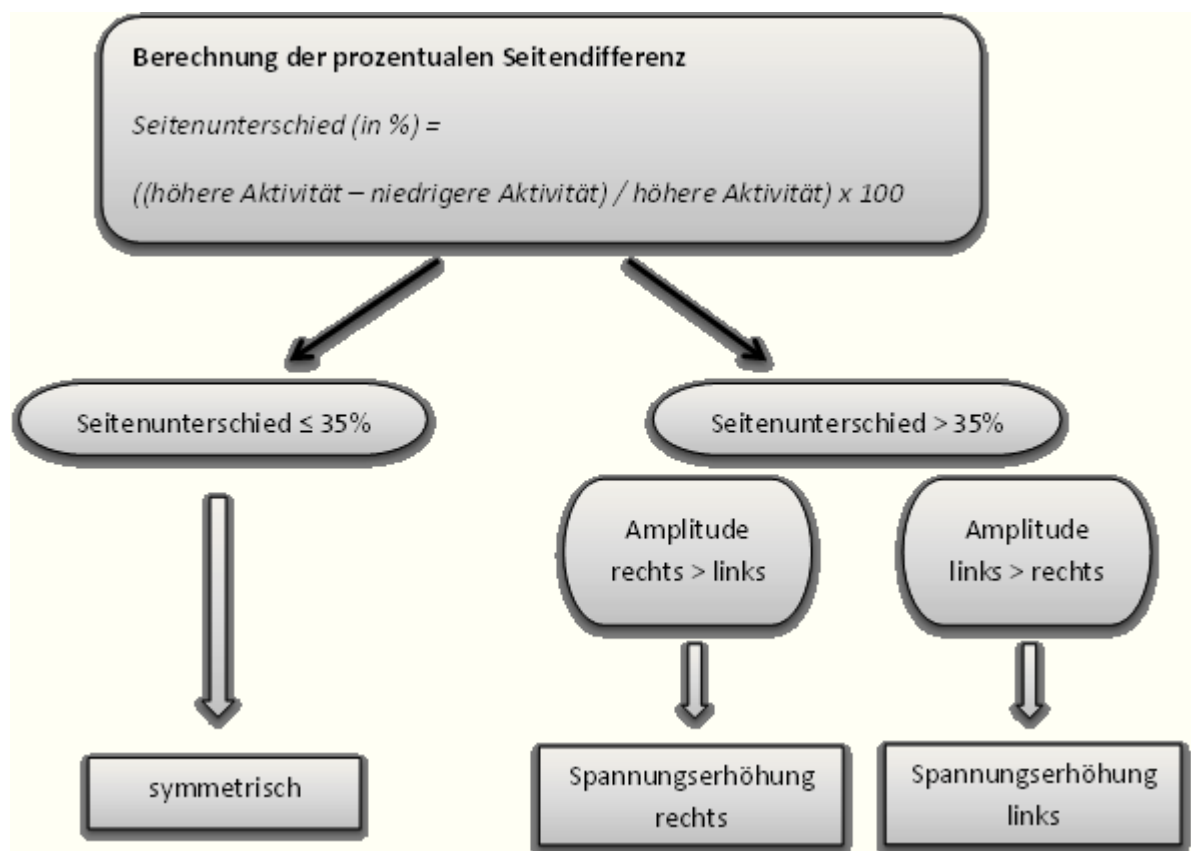


Abb. 16: Überführung der Ruhe-EMG-Werte in nominale Daten

4.4.3 Korrelation von O-EMG und TTM

Für die Bestimmung der Korrelation zwischen den beiden Messmethoden wurden die Ruhewerte in völliger muskulärer Entspannung herangezogen. Um den Grad des Zusammenhangs der beiden Messmethoden zu bestimmen, wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson berechnet. Die Ergebnisse wurden anhand der in Tab. 2 dargestellten Bewertungsmatrix interpretiert (Schlittgen 2009). Korrelationskoeffizienten größer als Null zeigen einen positiven Zusammenhang zwischen den beiden Variablen, während Koeffizienten kleiner als Null eine entgegengesetzte Beziehung bezeichnen.

Tab. 2: Bewertung des Korrelationskoeffizienten (nach Schlittgen 2009)	
Korrelationskoeffizient	Bewertung
$ r = 0$	keine Korrelation
$0 < r \leq 0,5$	schwache Korrelation
$0,5 < r < 0,8$	mittlere Korrelation
$0,8 \leq r < 1$	hohe Korrelation
$ r = 1$	perfekte Korrelation

4.4.4 Seiten- und Gruppenunterschiede sowie Reliabilität des Normierungsverfahrens Prozentasymmetrie für die O-EMG Messungen

Für die Auswertung der isometrischen und dynamischen Messungen wurden die Mittelwerte über den Zeitraum der Kontraktion herangezogen. Es wurden die jeweils gemessenen Ruhewerte abgezogen, um die tatsächliche Aktivierung durch die Muskelkontraktion zu erhalten.

Für den Vergleich verschiedener Individuen mussten die EMG-Daten zunächst normiert werden. Dafür nutzten wir die Bestimmung der sogenannten Prozent-Asymmetrie, bei der die Werte der linken und rechten Körperhälfte ins Verhältnis gesetzt werden. Cram et al. (1998) schlagen für diese Methode die folgende Formel vor:

$$\%Asymmetrie = (hoher\ Wert - niedriger\ Wert) / hoher\ Wert$$

Da für unsere Studie Seitenunterschiede bezüglich der dominanten und der nicht-dominante Seite bei der Ausübung der jeweiligen Sportart von Interesse waren, setzten wir diese nach dem Prinzip der oben stehenden Formel

zueinander ins Verhältnis. Der Quotient wurde negativiert, im Falle, dass die nicht als dominant angegebene Seite stärker aktiviert war. Der Quotient wurde mit 100 multipliziert, um Prozentwerte zu erhalten. Demnach stellte die folgende Formel die Grundlage für Berechnung der Seitenunterschiede jedes Muskels dar:

$$\%Asymmetrie = \begin{cases} ((\text{hoher Wert} - \text{niedriger Wert}) / \text{hoher Wert}) \times 100, \\ \text{hoher Wert} = \text{dominante Seite} \\ \\ - ((\text{hoher Wert} - \text{niedriger Wert}) / \text{hoher Wert}) \times 100, \\ \text{hoher Wert} \neq \text{dominante Seite} \end{cases}$$

Für die Analysen der Seiten- und Gruppenunterschiede wurden die Werte der dritten Wiederholung genutzt. Dies begründet sich aus Studien, die zeigen, dass eine schwache Korrelation zwischen dem Asymmetrie-Wert der ersten Durchführung und den folgenden Wiederholungen besteht. Es wird empfohlen den ersten und zweiten Wert immer zu verwerfen (Cram et al. 1998). Wir bestimmten in der vorliegenden Studie die Reliabilität der Prozent-Asymmetrie-Werte der drei Wiederholungen mithilfe des Intraklassenkoeffizienten, um diese These zu überprüfen und um die Wiederholbarkeit der Methode mit anderen Normierungsverfahren vergleichen zu können. Auch hier wurde das zweifach-gemischte Modell für absolute Übereinstimmung der Einzelmaße mit einem 95%igem Konfidenzintervall genutzt.

Um signifikante Gruppenunterschiede zwischen den einzelnen Sportarten aufzudecken, wurde eine Varianzanalyse durchgeführt (Einfaktorielle ANOVA), wobei die Sportart den Faktor darstellte. Die Voraussetzungen für eine Varianzanalyse sind Normalverteilung, Varianzhomogenität, Unabhängigkeit der Beobachtungen und Intervallskalenniveau der abhängigen Variablen (Nachtigall und Wirtz 2013). Deshalb wurden die Daten mit dem Levene-Test auf Varianzhomogenität und mit dem Kolmogorov-Smirnov auf Normalverteilung getestet. Nachträglich sollte eine post-hoc-Analyse zur genaueren Darstellung der Unterschiede durchgeführt werden.

4.4.5 Vergleich einiger Ruhe-EMG-Werte mit Normwerten

Es wurden die sportartabhängigen Mittelwerte einiger Muskeln im Ruhetonus mit in der Literatur recherchierten Mittelwerten für eine „Normalpopulation“ verglichen. Es handelt sich dabei um seitenabhängige Referenzwerte für den M. trapezius, M. sternocleidomastoideus und M. erector spinae, die von Cram und Engstrom erstmals 1986 publiziert wurden. In „Introduction to Surface Elektromyography“ (Cram et al. 1998) sind die Normwerte in tabellenartiger Form angegeben. Aufgrund verschiedener Eigenschaften unterschiedlicher EMG-Geräte mussten diese Werte mithilfe eines Faktors in entsprechende Werte umgerechnet werden, welche für das in dieser Studie genutzte Gerät gelten. Dafür wurde eine ebenfalls von Cram et al. (1998) veröffentlichte Umrechnungstabelle genutzt.

Nach Rücksprache mit der Firma SinfoMed, bekamen wir die Auskunft, dass für die Umrechnung in der Tabelle nach dem Gerät „Norodyne 8000“ zu suchen wäre, ein Vorgängersystem des „MES 9000 EMG, welches baugleich mit dem „SinfoMed EMG“ ist. Nachfolgend sind die verwendeten Referenzdaten tabellarisch dargestellt (Tab. 3).

Tab. 3: Referenzwerte (in μV) für den Ruhetonus im Sitzen. Gerätespezifische Werte für „SinfoMed EMG“ errechnet nach Cram et al. (1998)				
Muskel	rechts		links	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
<i>M.trapezius</i>	3,8	4,7	3,7	4,2
<i>M.sternocleidomastoideus</i>	2,2	3,2	2,2	2,0
<i>M.erector spinae L3</i>	3,0	4,3	3,5	4,5
SD = Standardabweichung				

Mithilfe der bekannten Mittelwerte und Standardabweichungen ist es möglich über ein Internetprogramm einen T-Test für unabhängige Stichproben durchzuführen (<http://www.daten-consult.de/forms/ttestunabh.html>). Jede einzelne Sportartgruppe wurde mit diesem Verfahren daraufhin untersucht, ob systematische Unterschiede zur Normwertgruppe bestehen.

5. Ergebnisse

5.1 Reliabilität des O-EMG

Im Folgenden werden die Intra-Session-Reliabilitäten in Form des Intraklassenkoeffizienten für isometrische und dynamische Messungen des O-EMG dargestellt. Es wurden jeweils die Spitzenwerte und die über den Zeitraum der Muskelkontraktion gemittelten Werte für die Berechnungen genutzt. Somit ergeben sich vier Tabellen (Tab. 4-7), in denen für jeden der Muskeln jeweils für die rechte und linke Seite getrennt die Reliabilitäten einzusehen sind. Es sind Mittelwerte und Standardabweichungen aller Einzelmessungen und die Korrelation jeweils untereinander dargestellt. Die letzte Spalte beinhaltet jeweils den Overall-ICC, der die Gesamtübereinstimmung über alle drei Messwiederholungen angibt. Bei den isometrischen Kontraktionen konnten Gesamt-Reliabilitäten zwischen 0,78 und 0,95 für die Spitzenwerte (Tab. 4) und zwischen 0,86 und 0,98 für die Mittelwerte (Tab. 5) erhoben werden. Im dynamischen Bereich liegen die Overall-ICC für die Spitzenwerte zwischen 0,86 und 0,97 (Tab. 6) und für die Mittelwerte zwischen 0,88 und 0,98 (Tab. 7). Teilweise waren Messungen nicht auswertbar. Während es sich bei den isometrischen Kontraktionen um Einzelfälle handelte, musste es bei den Erhebungen im dynamischen Bereich zu systematischen Ausschlüssen kommen: Der M. serratus musste vollständig aus den Berechnungen herausgenommen werden, da die verhältnismäßig niedrigen Aktivierungsamplituden nahezu komplett vom EKG überlagert wurden. Beim M. rhomboideus war es nur in 22 Fällen möglich die Aktivierung vom Störsignal eindeutig zu unterscheiden.

Die Hypothese, dass das O-EMG für alle in dieser Studie untersuchten Bewegungsabläufe eine zufriedenstellende Intrasession-Reliabilität besitzt, konnte mit Ausnahme der dynamischen Kontraktion des M. serratus anterior, mit den vorliegenden Ergebnissen bestätigt werden. Die Nullhypothese wird in diesen Fällen abgelehnt.

Tab. 4 : Kennwerte der isometrischen Kontraktion im EMG der untersuchten Muskeln (Spitzenwerte)									
	n		M1 ± SD (in µV)	Inter-Item-Korrelation M1/M2	M2 ± SD (in µV)	Inter-Item-Korrelation M2/M3	M3 ± SD (in µV)	Inter-Item-Korrelation M1/M3	ICC-Overall
<i>M.trapezius, oberer Anteil</i>	41	re	322,3 ± 193,2	0,92	328,4 ± 184,2	0,94	326,7 ± 174,5	0,89	0,92
		li	333,5 ± 190,2	0,92	344,4 ± 178,7	0,94	341,9 ± 184,5	0,88	0,91
<i>M.rhomboideus major</i>	40	re	134,4 ± 71,2	0,82	134,2 ± 79,9	0,87	139,6 ± 88,4	0,84	0,84
		li	127,3 ± 65,9	0,78	127,6 ± 70,7	0,87	143,1 ± 79,9	0,83	0,81
<i>M.deltoideus. mittlerer Anteil</i>	41	re	253,6 ± 127,7	0,90	226,5 ± 128,4	0,95	215,4 ± 119,4	0,89	0,89
		li	285,7 ± 143,2	0,92	249,7 ± 133,0	0,96	244,8 ± 135,7	0,90	0,90
<i>M.serratus anterior</i>	40	re	46,7 ± 28,0	0,82	51,5 ± 31,8	0,80	53,2 ± 32,3	0,77	0,78
		li	108,7 ± 72,7	0,94	104,3 ± 73,6	0,96	109,8 ± 86,6	0,90	0,93
<i>M.tensor fasciae latae</i>	41	re	176,7 ± 113,4	0,89	174,2 ± 118,8	0,93	167,1 ± 113,8	0,89	0,91
		li	171,1 ± 113,8	0,88	178,3 ± 111,1	0,94	183,3 ± 119,5	0,87	0,90
<i>M.gluteus maximus</i>	41	re	50,9 ± 32,3	0,93	54,1 ± 35,8	0,89	50,8 ± 31,7	0,91	0,91
		li	44,9 ± 31,8	0,75	52,1 ± 35,7	0,93	54,0 ± 35,4	0,77	0,80
<i>M.rectus abdominis</i>	41	re	222,6 ± 154,8	0,96	217,5 ± 167,7	0,96	218,0 ± 163,4	0,93	0,95
		li	219,8 ± 141,9	0,94	203,0 ± 145,2	0,97	192,4 ± 136,8	0,92	0,93
<i>M.erector spinae L3/4</i>	41	re	124,7 ± 45,6	0,82	127,2 ± 52,4	0,87	121,0 ± 43,8	0,87	0,84
		li	126,1 ± 52,7	0,89	128,0 ± 55,6	0,89	127,3 ± 56,6	0,89	0,89
n = Anzahl der gültigen Messwerte, M1/M2/M3 = Mittelwerte der 3 Einzelmessungen über alle Probanden, SD = Standardabweichung, re = rechts, li = links									

Tab. 5 : Kennwerte der isometrischen Kontraktion im EMG der untersuchten Muskeln (Mittelwerte)									
	n		M1 ± SD (in µV)	Inter-Item-Korrelation M1/M2	M2 ± SD (in µV)	Inter-Item-Korrelation M2/M3	M3 ± SD (in µV)	Inter-Item-Korrelation M1/M3	ICC-Overall
<i>M.trapezius, oberer Anteil</i>	41	re	189,8 ± 123,3	0,96	192,7 ± 121,2	0,97	188,7 ± 117,8	0,92	0,95
		li	199,3 ± 126,7	0,95	204,7 ± 124,3	0,98	201,6 ± 127,7	0,93	0,95
<i>M.rhomboideus major</i>	40	re	64,9 ± 36,9	0,82	64,4 ± 38,4	0,88	64,0 ± 39,5	0,88	0,87
		li	65,1 ± 31,3	0,86	63,3 ± 31,9	0,87	68,3 ± 33,9	0,88	0,86
<i>M.deltoideus, mittlerer Anteil</i>	41	re	133,9 ± 68,0	0,93	125,4 ± 69,0	0,97	120,8 ± 65,2	0,90	0,93
		li	155,5 ± 82,0	0,93	138,1 ± 80,9	0,97	134,5 ± 76,6	0,92	0,92
<i>M.serratus anterior</i>	40	re	25,5 ± 15,9	0,92	27,4 ± 16,4	0,92	28,2 ± 17,6	0,91	0,91
		li	52,2 ± 39,4	0,97	52,3 ± 39,8	0,97	53,5 ± 49,2	0,95	0,95
<i>M.tensor fasciae latae</i>	41	re	93,6 ± 65,1	0,96	93,9 ± 69,0	0,98	87,9 ± 64,0	0,94	0,96
		li	94,4 ± 68,7	0,97	100,1 ± 72,7	0,97	98,7 ± 73,7	0,95	0,96
<i>M.gluteus maximus</i>	41	re	24,2 ± 15,7	0,95	25,0 ± 15,8	0,96	25,2 ± 16,3	0,95	0,95
		li	22,2 ± 13,3	0,92	25,0 ± 14,3	0,96	25,0 ± 15,2	0,88	0,91
<i>M.rectus abdominis</i>	41	re	109,2 ± 90,7	0,98	110,4 ± 96,2	0,99	109,7 ± 94,4	0,98	0,98
		li	99,6 ± 71,9	0,96	98,6 ± 75,9	0,97	96,8 ± 73,1	0,95	0,96
<i>M.erector spinae L3/4</i>	41	re	62,6 ± 22,5	0,98	62,8 ± 23,6	0,96	62,4 ± 22,8	0,96	0,97
		li	64,1 ± 27,6	0,98	64,0 ± 26,8	0,98	63,4 ± 26,9	0,97	0,98
n = Anzahl der gültigen Messwerte, M1/M2/M3 = Mittelwerte der 3 Einzelmessungen über alle Probanden, SD = Standardabweichung, re = rechts, li = links									

Tab. 6 : Kennwerte der dynamischen Kontraktion im EMG der untersuchten Muskeln (Spitzenwerte)									
	n		M1 ± SD (in µV)	Inter-Item-Korrelation M1/M2	M2 ± SD (in µV)	Inter-Item-Korrelation M2/M3	M3 ± SD (in µV)	Inter-Item-Korrelation M1/M3	ICC-Overall
<i>M.trapezius, oberer Anteil</i>	41	re	224,7 ± 161,2	0,92	235,8 ± 150,4	0,93	246,8 ± 151,7	0,89	0,91
		li	270,8 ± 170,9	0,93	274,5 ± 166,3	0,94	298,4 ± 174,3	0,92	0,92
<i>M.rhomboideus major</i>	22	re	70,6 ± 58,2	0,91	74,4 ± 58,1	0,95	77,1 ± 63,5	0,93	0,93
		li	84,2 ± 59,6	0,89	83,6 ± 55,5	0,96	88,0 ± 60,9	0,90	0,92
<i>M.deltoideus, mittlerer Anteil</i>	41	re	256,5 ± 121,0	0,91	273,4 ± 121,3	0,94	274,4 ± 117,0	0,89	0,91
		li	290,1 ± 136,3	0,92	291,9 ± 134,3	0,92	293,2 ± 129,2	0,88	0,91
<i>M.tensor fasciae latae</i>	41	re	101,6 ± 70,6	0,86	109,1 ± 65,7	0,94	107,7 ± 69,2	0,89	0,89
		li	112,6 ± 83,8	0,96	122,4 ± 93,8	0,97	128,1 ± 92,4	0,95	0,95
<i>M.gluteus maximus</i>	41	re	53,1 ± 38,8	0,92	54,2 ± 33,5	0,91	57,5 ± 40,0	0,91	0,90
		li	54,6 ± 37,6	0,90	57,1 ± 39,3	0,88	61,6 ± 49,9	0,89	0,86
<i>M.rectus abdominis</i>	41	re	243,2 ± 160,7	0,96	243,9 ± 161,5	0,97	246,5 ± 156,6	0,97	0,97
		li	230,2 ± 147,5	0,95	250,1 ± 162,8	0,96	237,1 ± 150,9	0,94	0,95
<i>M.erector spinae L3/4</i>	41	re	142,0 ± 53,1	0,87	144,0 ± 50,3	0,90	147,9 ± 56,0	0,88	0,88
		li	144,9 ± 63,0	0,92	140,3 ± 52,9	0,94	148,6 ± 59,1	0,92	0,92
n = Anzahl der gültigen Messwerte, M1/M2/M3 = Mittelwerte der 3 Einzelmessungen über alle Probanden, SD = Standardabweichung, re = rechts, li = links Die Messungen des M. serratus anterior konnten nicht ausgewertet werden, da die verhältnismäßig niedrigen Aktivierungsamplituden komplett vom EKG überlagert wurden.									

Tab. 7 : Kennwerte der dynamischen Kontraktion im EMG der untersuchten Muskeln (Mittelwerte)									
	n		M1 ± SD (in µV)	Inter-Item-Korrelation M1/M2	M2 ± SD (in µV)	Inter-Item-Korrelation M2/M3	M3 ± SD (in µV)	Inter-Item-Korrelation M1/M3	ICC-overall
<i>M.trapezius, oberer Anteil</i>	41	re	93,8 ± 65,4	0,97	97,4 ± 63,7	0,96	105,2 ± 67,8	0,94	0,95
		li	112,0 ± 71,9	0,97	115,4 ± 70,8	0,96	124,0 ± 72,0	0,95	0,95
<i>M.rhomboideus major</i>	22	re	31,1 ± 20,4	0,95	32,2 ± 22,2	0,98	32,7 ± 22,7	0,95	0,96
		li	37,8 ± 20,6	0,87	37,1 ± 21,4	0,98	36,8 ± 21,6	0,87	0,91
<i>M.deltoideus, mittlerer Anteil</i>	41	re	96,7 ± 39,8	0,95	104,6 ± 46,5	0,97	106,7 ± 40,9	0,94	0,94
		li	112,1 ± 47,4	0,95	115,5 ± 50,9	0,97	117,1 ± 50,1	0,93	0,95
<i>M.tensor fasciae latae</i>	41	re	42,2 ± 25,5	0,94	46,0 ± 25,2	0,96	47,6 ± 25,9	0,92	0,93
		li	50,5 ± 44,4	0,98	57,7 ± 49,7	0,99	57,2 ± 47,3	0,98	0,97
<i>M.gluteus maximus</i>	41	re	18,4 ± 10,6	0,91	19,4 ± 10,5	0,94	20,2 ± 11,1	0,90	0,91
		li	19,2 ± 11,0	0,94	20,6 ± 12,5	0,92	22,1 ± 15,3	0,89	0,88
<i>M.rectus abdominis</i>	41	re	92,3 ± 69,3	0,99	99,4 ± 72,6	0,98	101,4 ± 76,6	0,98	0,98
		li	86,5 ± 56,9	0,98	93,3 ± 62,5	0,97	92,7 ± 61,3	0,96	0,96
<i>M.erector spinae L3/4</i>	41	re	53,9 ± 18,8	0,93	57,4 ± 20,3	0,97	57,8 ± 20,1	0,91	0,92
		li	55,5 ± 20,6	0,94	58,0 ± 21,7	0,97	58,1 ± 21,0	0,94	0,94
n = Anzahl der gültigen Messwerte, M1/M2/M3 = Mittelwerte der 3 Einzelmessungen über alle Probanden, SD = Standardabweichung, re = rechts, li = links Die Messungen des M. serratus anterior konnten nicht ausgewertet werden, da die verhältnismäßig niedrigen Aktivierungsamplituden komplett vom EKG überlagert wurden.									

5.2 Übereinstimmung der Seitenunterschiede gemessen mit dem Ruhe-EMG mit der Einschätzung durch einen Sportarzt

In diesem Kapitel sollen die Ergebnisse zur Überprüfung der Übereinstimmung zwischen Seitenunterschieden im O-EMG und denen von einem Sportarzt dokumentierten Differenzen dargestellt werden. Beide Methoden beurteilen den Muskeltonus im Ruhezustand. In der klinischen Untersuchung wurde nach einer seitenbetonten muskulären Spannungserhöhung gefragt, während mit dem EMG die elektrische Ruheaktivität nach einer ausreichend langen Entspannungsphase aufgezeichnet und gemittelt wurde. Die EMG-Werte wurden anhand eines Cut-off-Wertes von 35 % in die nominalen Werte „symmetrisch“, „Spannungserhöhung rechts“ und „Spannungserhöhung links“ überführt, um sie mit den Einschätzungen des Sportarztes vergleichbar zu machen. Auf dem Signifikanzniveau von 5% besteht für keinen der untersuchten Muskeln eine Übereinstimmung anhand des ungewichteten Kappa-Koeffizienten nach Cohen für das EMG und die klinische Einschätzung (Tab. 8). Im Falle des M. trapezius, des M. serratus, des M. tensor fasciae latae und des M. rectus abdominis sind negative Kappa-Koeffizienten zu verzeichnen, d.h. hier ist die Übereinstimmung niedriger als ein zufälliges Korrelationsniveau. Abgesehen vom Signifikanzniveau nimmt keiner der ermittelten Kappa-Koeffizienten einen annehmbaren Wert von $> 0,4$ an (Greve und Wentura 1997).

Die Hypothese der Korrelation zwischen der Einschätzung eines Sportarztes und einem über 35%igem Seitenunterschied im Ruhe-EMG wird demnach abgelehnt und die Nullhypothese angenommen.

Tab. 8: Übereinstimmung der Methoden „O-EMG“ und „Einschätzung durch einen Sportarzt“ in Bezug auf Seitenunterschiede im Ruhezustand					
Muskel	Kappa-Koeffizient	Signifikanz p	Muskel	Kappa-Koeffizient	Signifikanz p
<i>M. trapezius, oberer Anteil</i>	- 0,090	0,378	<i>M. tensor fasciae latae</i>	- 0,137	0,103
<i>M. sternocleidomastoideus</i>	0,041	0,732	<i>M. gluteus maximus</i>	0,010	0,932
<i>M. rhomboideus major</i>	0,091	0,178	<i>M. rectus abdominis</i>	- 0,135	0,109
<i>M. deltoideus, mittlerer Anteil</i>	0,101	0,358	<i>M. erector spinae L3/L4</i>	0,027	0,623
<i>M. serratus anterior</i>	- 0,022	0,721			

5.3 Korrelation von O-EMG und TTM

Um der Frage nachzugehen, ob die beiden Messmethoden O-EMG und TTM bei der Bestimmung des Ruhemuskeltonus in ihren Ergebnissen korrelieren, wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson berechnet (Tab. 9). Eine signifikante Aussage kann nur für den linken M. trapezius getroffen werden. Der Korrelationskoeffizient beträgt hier 0,359. Das heißt, dass hier ein positiver linearer Zusammenhang besteht. Allerdings muss dieser Zusammenhang als schwach eingestuft werden (Schlittgen 2009). Für alle anderen Muskeln gibt es keinen signifikanten linearen Zusammenhang zwischen den Ergebnissen des O-EMG und des TTM.

Schlussfolgernd muss die Hypothese der Korrelation des TTM mit dem Ruhe-EMG bei der Ruhetonusmessung abgelehnt werden.

Tab. 9: Deskriptive Statistik und Korrelation des O-EMG und TTM						
Muskel		n	Mittelwert \pm SD O-EMG (in μ V)	Mittelwert \pm SD TTM (in N/mm)	Korrelations- koeffizient nach Pearson (r)	Signifikanz p (2-seitig)
<i>M.trapezius oberer Anteil</i>	re	39	4,7 \pm 9,3	3,1 \pm 0,9	0,025	0,881
	li	38	4,3 \pm 3,6	3,7 \pm 1,3	0,359	0,027 *
<i>M.sternocleidomastoideus</i>	re	38	1,9 \pm 0,8	2,4 \pm 0,5	- 0,239	0,148
	li	38	2,8 \pm 3,2	2,3 \pm 0,5	- 0,187	0,261
<i>M.rhomboideus major</i>	re	36	3,1 \pm 2,2	2,9 \pm 0,8	- 0,244	0,152
	li	36	6,5 \pm 5,2	3,1 \pm 1,1	0,001	0,995
<i>M.deltoideus, mittlerer Anteil</i>	re	39	1,2 \pm 0,6	3,2 \pm 0,9	0,003	0,984
	li	39	1,5 \pm 0,7	3,2 \pm 0,8	0,215	0,190
<i>M.serratus anterior</i>	re	37	6,2 \pm 7,1	3,5 \pm 1,1	- 0,106	0,531
	li	37	15,3 \pm 16,8	3,3 \pm 1,6	- 0,273	0,102
<i>M.tensor fasciae latae</i>	re	38	2,4 \pm 5,5	2,8 \pm 0,7	- 0,168	0,313
	li	38	8,9 \pm 43,2	2,8 \pm 0,5	- 0,249	0,131
<i>M.gluteus maximus</i>	re	39	0,9 \pm 0,5	2,3 \pm 0,6	0,000	0,998
	li	39	1,0 \pm 1,0	2,4 \pm 0,6	- 0,057	0,730
<i>M.rectus abdominis</i>	re	37	2,9 \pm 1,7	2,9 \pm 0,6	- 0,065	0,703
	li	36	3,4 \pm 2,6	2,9 \pm 0,6	- 0,099	0,564
<i>M.erector spinae L3/4</i>	re	36	2,3 \pm 1,3	3,3 \pm 0,8	- 0,161	0,347
	li	37	1,6 \pm 3,0	3,3 \pm 0,9	- 0,149	0,380
n = Anzahl der gültigen Messwerte, SD = Standardabweichung, re = rechts, li = links						
*Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 signifikant						

5.4 Reliabilität des Normierungsverfahrens Prozentasymmetrie für das O-

EMG

Ein Ziel der Arbeit war es die Reliabilität des für diese Studie gewählten Normierungsverfahrens zu bestimmen. In Tab. 10 sind die Seitendifferenzen der drei isometrischen Einzelmessungen und ihre Korrelation jeweils untereinander dargestellt. In der letzten Spalte findet sich die Gesamtkorrelation über alle drei Messungen. Analog dazu finden sich in Tab. 11 die Werte für die dynamische Kontraktion. Bei der isometrischen Kontraktion sind Overall-ICC-Werte zwischen 0,71 und 0,96 zu verzeichnen. Es kann an dieser Stelle also für alle untersuchten Muskeln von einer „zufriedenstellenden Reliabilität“ gesprochen werden. Die Overall-ICC-Werte von M. rhomboideus major, M. serratus, M. rectus abdominis und M. erector spinae sind als hoch einzuschätzen, denn sie liegen im Bereich über 0,9. Betrachtet man die grafische Darstellung der Reliabilitäten (Abb. 17) wird deutlich, dass bei den meisten der untersuchten Muskeln keine auffälligen Unterschiede zwischen den drei Inter-Item-Korrelationen bestehen. Für den M. deltoideus, M. tensor fasciae latae und M. gluteus maximus liegen stärkere Unterschiede zwischen den drei Inter-Item-Reliabilitäten vor, während bei den anderen Muskeln gleichmäßige Reliabilitäten zwischen den Einzelmessungen vorherrschen (Abb. 17).

Die dynamischen Prozentasymmetrien sind „ausreichend“ reliabel (Abb. 18). Nahezu alle Reliabilitäten liegen sogar im „zufriedenstellenden“ Bereich (Tab.11). Davon auszuschließen ist der M. gluteus maximus (Overall-ICC = 0,66). Im Bereich einer „hohen“ Reliabilität nach Bortz et al. (2008) liegen die Prozentdifferenzen vom M. trapezius, M. rhomboideus, M. deltoideus, M. tensor fasciae latae und M. rectus abdominis. Wenn man die Reliabilitäten der Prozentdifferenzen für isometrische und dynamische Kontraktion vergleicht, fallen keine systematischen Unterschiede in den Größenordnungen der Overall-ICC-Werte auf. Ausschließlich die Prozentasymmetrie des M. erector spinae hat im isometrischen Bereich eine auffällig höhere Reliabilität als im dynamischen.

Abschließend wird die Nullhypothese nur für die dynamische Kontraktion des M. gluteus maximus angenommen. Alle anderen Prozentasymmetrien haben zumindest eine zufriedenstellende Reliabilität nach dem Interpretationssystem

nach Bortz et al. (2008) und die Alternativhypothese wird durch die vorliegenden Ergebnisse bestätigt.

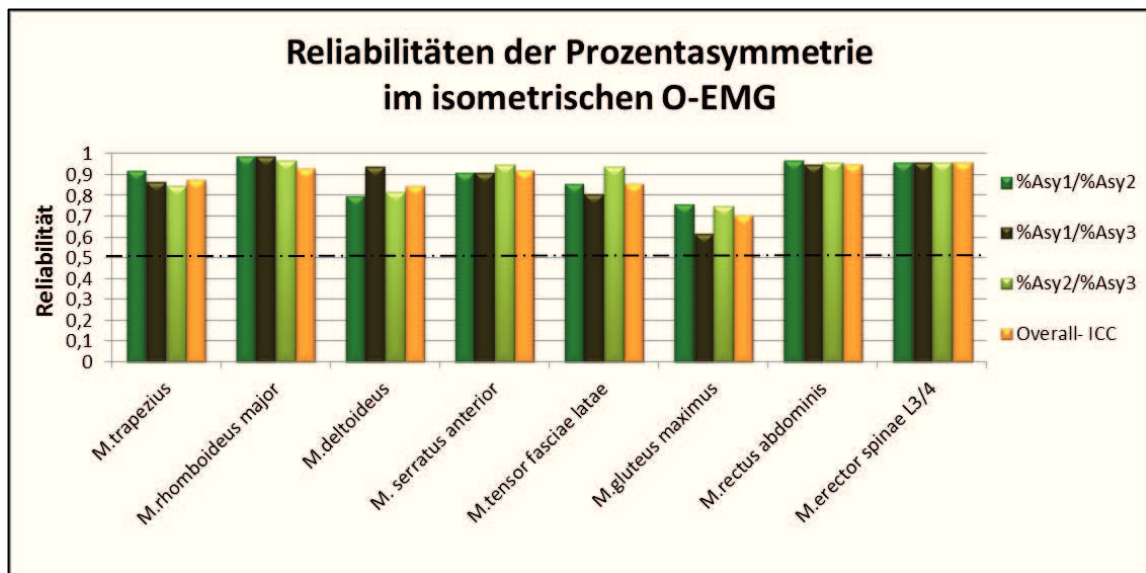


Abb. 17: Reliabilitäten der Prozentasymmetrie (%Asy) im isometrischen O-EMG. Die gestrichelte Linie stellt den Grenzwert für eine ausreichende Reliabilität dar.

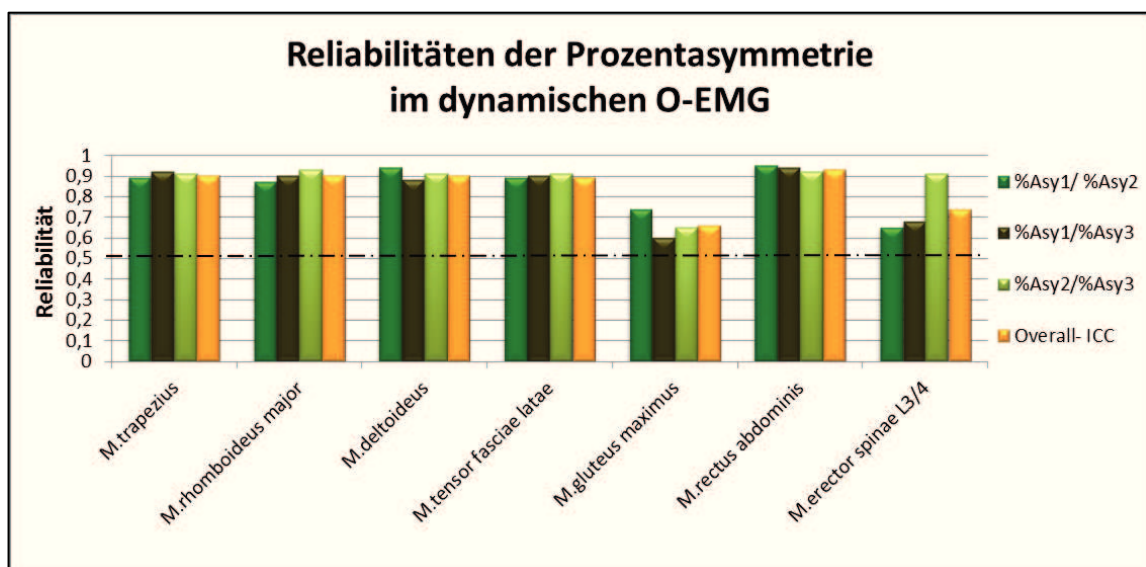


Abb. 18: Reliabilitäten der Prozentasymmetrie (%Asy) im dynamischen O-EMG. Die gestrichelte Linie stellt den Grenzwert für eine ausreichende Reliabilität dar.

Tab. 10 : Reliabilität errechneter Prozentasymmetrien über 3 Messungen der isometrischen Kontraktion								
	n	%Asy 1 ± SD	Inter-Item-Korrelation %Asy 1/%Asy 2	%Asy 2 ± SD	Inter-Item-Korrelation %Asy 1/%Asy 3	%Asy 3 ± SD	Inter-Item-Korrelation %Asy 2/%Asy 3	Overall- ICC
<i>M.trapezius, oberer Anteil</i>	39	-1,0 ± 37,5	0,92	-3,3 ± 33,5	0,87	-4,5 ± 32,2	0,85	0,88
<i>M.rhomboideus major</i>	39	13,3 ± 131,9	0,99	6,8 ± 91,2	0,99	18,5 ± 151,4	0,97	0,93
<i>M.deltoideus, mittlerer Anteil</i>	39	-3,4 ± 30,4	0,80	-5,5 ± 32,9	0,94	-1,3 ± 30,4	0,82	0,85
<i>M. serratus anterior</i>	36	-16,2 ± 47,2	0,91	-16,4 ± 42,9	0,91	-14,7 ± 43,2	0,95	0,92
<i>M.tensor fasciae latae</i>	39	4,9 ± 41,7	0,86	1,1 ± 41,2	0,81	-3,0 ± 40,5	0,94	0,86
<i>M.gluteus maximus</i>	39	5,5 ± 32,7	0,76	3,8 ± 30,1	0,62	3,9 ± 29,1	0,75	0,71
<i>M.rectus abdominis</i>	39	7,0 ± 38,0	0,97	4,9 ± 40,0	0,95	1,5 ± 38,8	0,96	0,95
<i>M.erector spinae L3/4</i>	39	0,5 ± 18,9	0,96	0,5 ± 18,3	0,96	0,2 ± 18,7	0,96	0,96
n = Anzahl der gültigen Messwerte, %Asy 1/2/3 = Prozentasymmetrien (in %) der 3 Einzelmessungen								

Tab. 11 : Reliabilität errechneter Prozentasymmetrien über 3 Messungen der dynamischen Kontraktion								
	n	%Asy 1 ± SD	Inter-Item-Korrelation %Asy 1/ %Asy 2	%Asy 2 ± SD	Inter-Item-Korrelation %Asy 1/%Asy 3	%Asy 3 ± SD	Inter-Item-Korrelation %Asy 2/% Asy 3	Overall- ICC
<i>M.trapezius, oberer Anteil</i>	39	-5,9 ± 35,8	0,89	-9,2 ± 33,2	0,92	-7,7 ± 34,7	0,91	0,90
<i>M.rhomboideus major</i>	21	-23,4 ± 29,2	0,87	-21,8 ± 31,8	0,90	-16,0 ± 31,7	0,93	0,90
<i>M.deltoideus, mittlerer Anteil</i>	39	-3,5 ± 28,9	0,94	-1,8 ± 28,9	0,88	-1,0 ± 26,5	0,91	0,90
<i>M.tensor fasciae latae</i>	39	0,8 ± 54,8	0,89	2,8 ± 43,6	0,90	-0,2 ± 43,1	0,91	0,89
<i>M.gluteus maximus</i>	39	7,1 ± 31,6	0,74	3,7 ± 31,0	0,60	0,1 ± 33,9	0,65	0,66
<i>M.rectus abdominis</i>	39	4,8 ± 37,3	0,95	1,9 ± 37,8	0,94	2,4 ± 40,5	0,92	0,93
<i>M.erector spinae L3/4</i>	39	-2,1 ± 16,1	0,65	2,4 ± 17,2	0,68	2,0 ± 17,2	0,91	0,74
n = Anzahl der gültigen Messwerte, %Asy 1/2/3 = Prozentasymmetrien (in %) der 3 Einzelmessungen								
Die Messungen des M. serratus anterior konnten nicht ausgewertet werden, da die verhältnismäßig niedrigen Aktivierungsamplituden komplett vom EKG überlagert wurden.								

5.5 Seiten- und Gruppenunterschiede im isometrischen und dynamischen

O-EMG

Um das Vorhandensein von Unterschieden der Sportarten in einer seitenbetonten Aktivierung während der isometrischen und dynamischen Kontraktion zu untersuchen, sollte eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt werden. Beim zuvor durchgeführten Kolmogorov-Smirnov Test und beim Levene-Test wurden in einigen Fällen p-Werte $\leq 0,05$ verzeichnet, wodurch diese Tests signifikant wurden. Es ist also nicht in allen Fällen eine Normalverteilung und die Varianzhomogenität der Gruppen gegeben. Da die Varianzanalyse allerdings relativ robust gegen Verletzungen der Testvoraussetzungen ist (Bortz 1999, Toutenburg und Knöfel 2009, Nachtigall und Wirtz 2013), wurde sie dennoch angewendet. Für keinen der untersuchten Muskeln konnten mithilfe der ANOVA signifikante Unterschiede der Prozentasymmetrien unter den vier Gruppen festgestellt werden, weder im isometrischen (Tab. 12), noch im dynamischen Bereich (Tab. 13). Dementsprechend wurde keine post-hoc Analyse durchgeführt.

Die Nullhypothese bezüglich signifikanter Unterschiede zwischen den Sportarten wird angenommen.

Um trotz der nicht signifikanten Ergebnisse der Varianzanalyse eventuelle Tendenzen in Seiten- und Gruppenunterschieden bei der isometrischen und dynamischen Aktivierung erkennen zu können, wurden einige Mittelwerte der durchgeführten Messungen grafisch veranschaulicht. Die absoluten Mittelwerte und Standardabweichungen können in Tab. 12 und Tab. 13 eingesehen werden. In Abb. 19 und Abb. 20 sind die Seitenunterschiede des M. trapezius aller Sportarten für das isometrische und das dynamische O-EMG abgebildet: Auffällig ist, dass es bei den Ringern im Mittel zu einer Mehraktivierung der nicht-dominanten Seite bei isometrischer Anforderung kommt (Abb. 19), während diese Tendenz im dynamischen EMG nicht zu erkennen ist (Abb. 20). Im Gegensatz dazu zeigt die Grafik der Mittelwerte bei den anderen Gruppen eine relative Mehraktivierung der nicht-dominanten Seite im dynamischen EMG auf.

Tab. 12: Deskriptive Statistik und Varianzanalyse der Prozentasymmetrie (isometrische Kontraktion)						
Muskel	Gruppe	n	Mittelwert (in %)	SD (in %)	F-Wert	Signifikanz p
<i>M. trapezius oberer Anteil</i>	Basketball	11	5,3	25,9	1,609	0,205
	Triathlon	7	-1,6	28,3		
	Ringens	10	-22,0	23,0		
	Fechten	10	-7,8	37,6		
<i>M. rhomboideus major</i>	Basketball	11	85,1	277,7	0,929	0,437
	Triathlon	7	-8,7	34,7		
	Ringens	10	-7,7	28,7		
	Fechten	10	-3,8	42,6		
<i>M. deltoideus mittlerer Anteil</i>	Basketball	11	2,0	39,6	0,181	0,908
	Triathlon	7	-7,5	31,8		
	Ringens	10	0,9	23,5		
	Fechten	10	-4,8	29,0		
<i>M. serratus anterior</i>	Basketball	10	-22,3	25,4	1,587	0,213
	Triathlon	7	-36,5	29,3		
	Ringens	10	-11,8	59,7		
	Fechten	8	9,5	43,9		
<i>M. tensor fasciae latae</i>	Basketball	11	3,4	49,6	1,175	0,334
	Triathlon	7	-23,2	34,3		
	Ringens	10	-9,6	39,9		
	Fechten	10	11,5	34,1		
<i>M. gluteus maximus</i>	Basketball	11	9,2	24,2	0,491	0,691
	Triathlon	7	-7,5	43,9		
	Ringens	10	6,8	26,8		
	Fechten	10	5,4	26,6		
<i>M. rectus abdominis</i>	Basketball	11	0,8	35,2	0,229	0,875
	Triathlon	7	11,8	58,8		
	Ringens	10	-4,3	39,0		
	Fechten	10	-0,9	31,9		
<i>M. erector spinae L3/L4</i>	Basketball	11	-4,6	20,2	0,474	0,703
	Triathlon	7	3,9	22,7		
	Ringens	10	4,2	15,4		
	Fechten	10	1,5	17,6		
SD = Standardabweichung, n = Anzahl der gültigen Messwerte						

Tab. 13: Deskriptive Statistik und Varianzanalyse der Prozentsymmetrie (dynamische Kontraktion)						
Muskel	Gruppe	n	Mittelwert (in %)	SD (in %)	F-Wert	Signifikanz p
<i>M. trapezius oberer Anteil</i>	Basketball	11	-12,2	36,2	0,462	0,711
	Triathlon	7	-14,8	29,5		
	Ringens	10	0,7	32,3		
	Fechten	10	-14,3	33,5		
<i>M. deltoideus mittlerer Anteil</i>	Basketball	11	10,3	28,9	1,011	0,400
	Triathlon	7	-7,3	31,6		
	Ringens	10	5,5	27,3		
	Fechten	10	-6,4	19,1		
<i>M. tensor fasciae latae</i>	Basketball	11	7,2	66,9	0,661	0,581
	Triathlon	7	-18,2	26,6		
	Ringens	10	-1,3	31,8		
	Fechten	10	9,5	27,8		
<i>M. gluteus maximus</i>	Basketball	11	-11,2	16,1	1,278	0,298
	Triathlon	7	2,2	29,8		
	Ringens	10	14,7	31,4		
	Fechten	10	-8,2	47,6		
<i>M. rectus abdominis</i>	Basketball	11	2,0	38,4	0,251	0,860
	Triathlon	7	13,3	58,5		
	Ringens	10	0,7	37,8		
	Fechten	10	-4,6	37,5		
<i>M. erector spinae L3/L4</i>	Basketball	11	-1,6	17,3	0,430	0,733
	Triathlon	7	1,0	18,9		
	Ringens	10	5,9	19,6		
	Fechten	10	5,1	13,7		
SD = Standardabweichung, n = Anzahl der gültigen Messwerte						

Es fällt im dynamischen Bereich des M. deltoideus vor allem die Mehraktivierung der dominanten Seite der Basketballer auf (Abb. 22), während dies im isometrischen Bereich nicht der Fall ist (Abb. 21). Triathleten hatten für den M. tensor fasciae latae sowohl in der Isometrie (Abb.23) als auch in der dynamischen Kontraktion (Abb.24) eine auffällige Mehraktivierung der nicht-dominanten Seite. Bei den Fechtern kann eine Mehraktivierung des M. tensor fasciae latae auf der dominanten Seite verzeichnet werden (Abb. 23 und Abb. 24). Auffällig ist der 85%ige Seitenunterschied des M. rhomboideus der Basketballer im isometrischen EMG. Zu beachten ist an dieser Stelle die Standardabweichung von 277 % (Tab. 12). In Abb. 25 und Abb. 26 sind einige Kennmuskeln des Ringsportes in ihrer Seitendominanz dargestellt: M. erector spinae und M. gluteus maximus der dominanten Seite unterliegen einer Mehraktivierung sowohl im isometrischen als auch im dynamischen Bereich. In der Isometrie ist diese nur leicht ausgebildet, während sie in der dynamischen Kontraktion deutlicher sichtbar wird. Im Gegensatz dazu ist für den M. rectus abdominis, den M. serratus anterior und den M. rhomboideus eine stärkere Ausprägung auf der nicht-dominanten Körperhälfte zu verzeichnen. Abschließend sind in Abb. 27 und Abb. 28 die Prozentdifferenzen aller untersuchten Muskeln für die Gruppe der Triathleten dargestellt: Es wird deutlich, dass man insgesamt gesehen nicht von einer Ausgeglichenheit der beiden Körperhälften im Muskelprofil sprechen kann. Seitenunterschiede werden vor allem für den M. tensor fasciae latae mit 23% Mehraktivierung in der isometrischen und 18% in der dynamischen Kontraktion der nicht-dominanten Seite deutlich. Weiterhin besteht eine deutliche Prävalenz der nicht-dominanten Seite im isometrischen EMG für den M. serratus anterior (36,5%) und ein circa 15%iger Seitenunterschied für den M. trapezius in der dynamischen Aufzeichnung. Der M. rectus abdominis der dominanten Seite ist circa 12% mehraktiviert im isometrischen EMG, während es sich im dynamischen EMG um circa 13% handelt. Ein weiteres Merkmal des Muskelprofils der Triathleten ist, dass es sich außer im Falle des M. gluteus maximus bei allen untersuchten Muskeln um eine gleichgerichtete Mehraktivierung im isometrischen als auch dynamischen Bereich handelt.

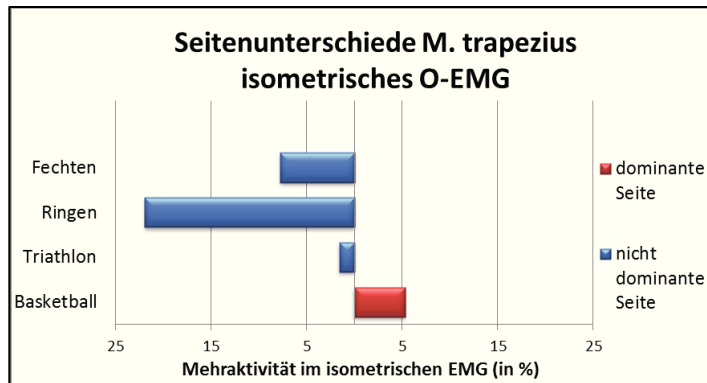


Abb. 19: Seitenunterschiede des M. trapezius im isometrischen O-EMG

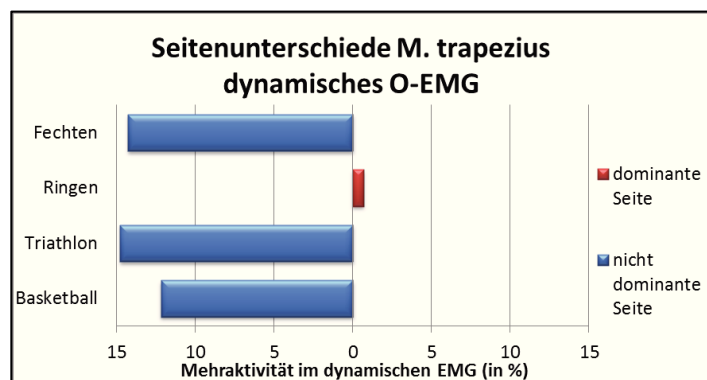


Abb. 20: Seitenunterschiede des M. trapezius im dynamischen O-EMG

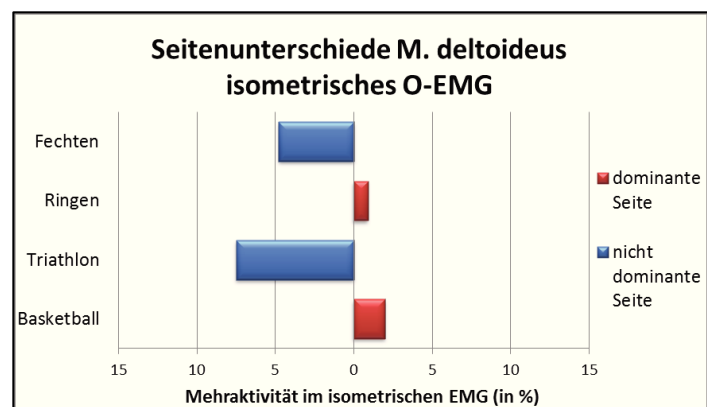


Abb. 21: Seitenunterschiede des M. deltoideus im isometrischen O-EMG

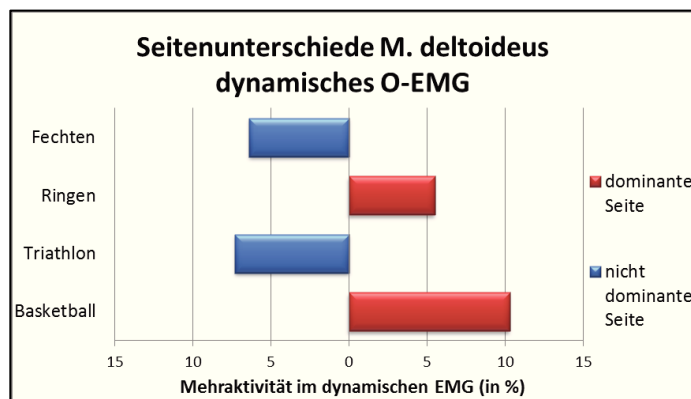


Abb. 22: Seitenunterschiede des M. deltoideus im dynamischen O-EMG

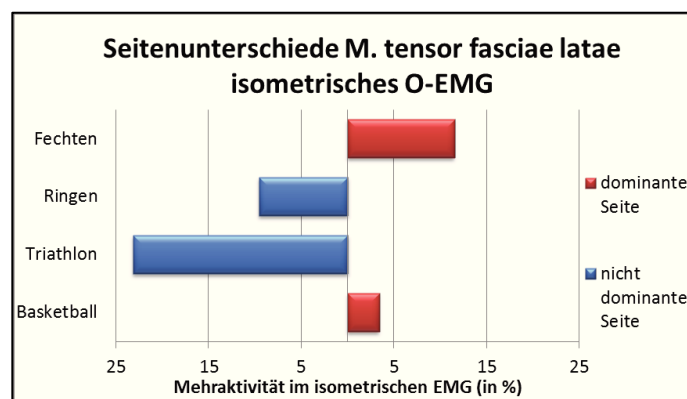


Abb. 23: Seitenunterschiede des M. tensor fasciae latae im isometrischen O-EMG

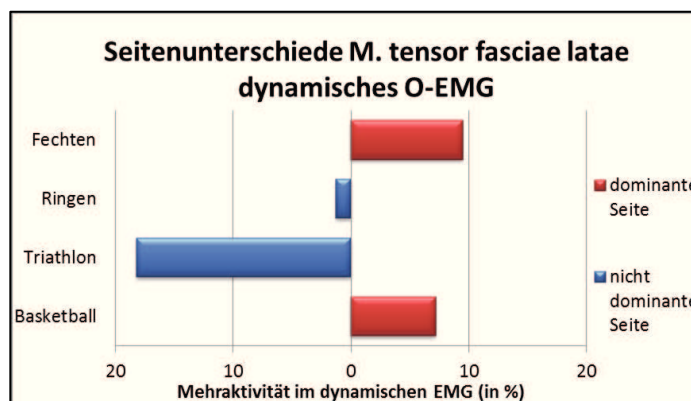


Abb. 24: Seitenunterschiede des M. tensor fasciae latae im dynamischen O-EMG

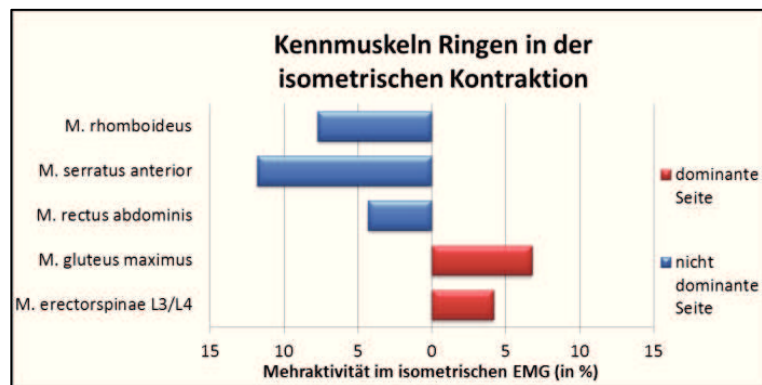


Abb. 25: Kennmuskeln der Ringer für die isometrische Kontraktion

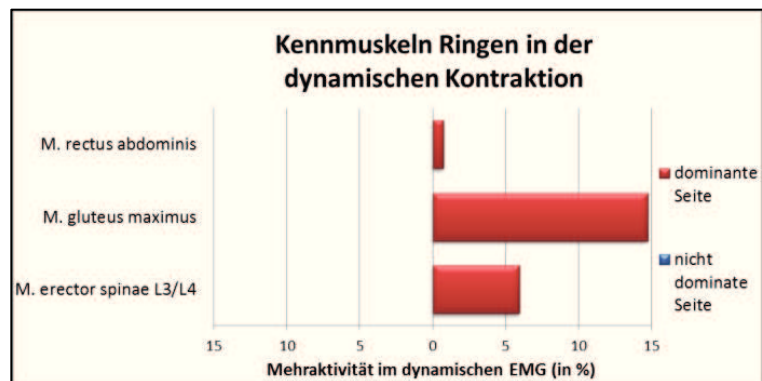


Abb. 26: Kennmuskeln der Ringer für die dynamische Kontraktion

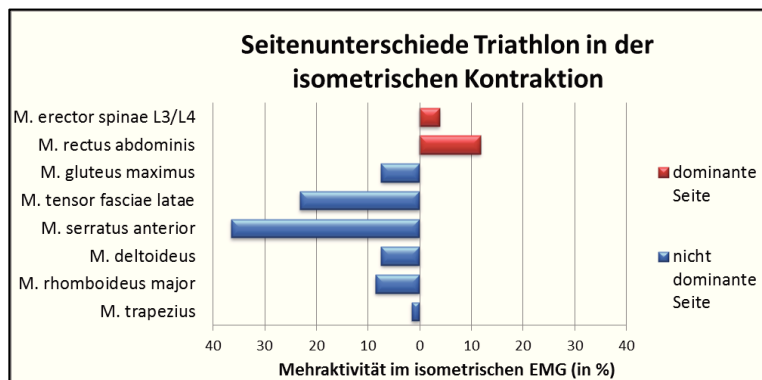


Abb. 27: Seitenunterschiede der Triathleten in der isometrischen Kontraktion

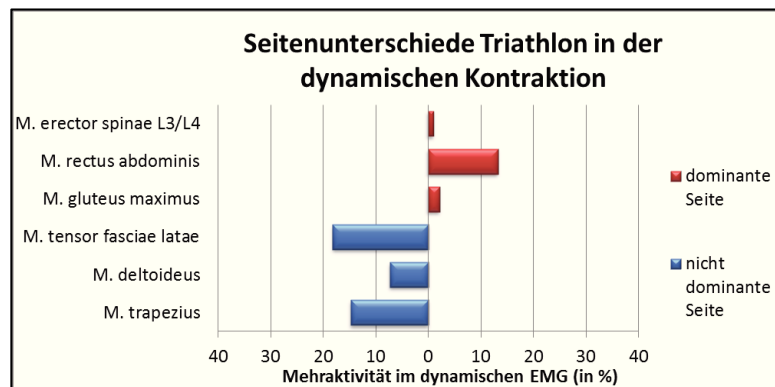


Abb. 28: Seitenunterschiede der Triathleten in der dynamischen Kontraktion

5.6 Vergleich mit Normwerten für das Ruhe-EMG

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse des Vergleichs der von Cram et al. (1998) publizierten Ruhe-Normwerte für den M. trapezius, M. sternocleidomastoideus und M. erector spinae L3/L4 mit denen dieser Studie dargelegt. In den Tab. 14 bis 17 ist eine Übersicht über die Mittelwerte und Standardabweichungen der Probandengruppen dieser Studie und die Werte der Vergleichsgruppe einzusehen. Der T-Test ergab für keinen der drei untersuchten Muskeln signifikante Unterschiede der Mittelwerte zur Vergleichsgruppe (Tab. 14 bis 17).

Folgend sind einige Tendenzen, die zu beobachten waren, dargestellt:

Der rechte M. trapezius wurde in der Normwertgruppe mit einem Mittelwert von 3,8 μ V angegeben. Die Gruppe der Triathleten hatte mit 11,7 μ V im Mittel einen auffällig höheren Ruhetonus. In Abb. 29 ist außerdem zu erkennen, dass auch für die Gruppe der Basketballer ein höherer Ruhetonus des rechten M. trapezius zu verzeichnen ist, als dies für die Vergleichsgruppe gilt. Sowohl für Triathleten als auch für Basketballer ist dies auch beim linken M. trapezius der Fall, wenn auch weniger deutlich (Abb. 30). Ringer und Fechter hingegen haben im Vergleich mit der Gruppe aus der Studie von Cram und Engstrom (1986) einen niedrigeren Ruhetonus auf der rechten Seite, während die linke Seite unwesentliche Unterschiede zur Vergleichsgruppe aufzeigt. Beim M. sternocleidomastoideus (Abb. 31 und Abb. 32) decken sich fast alle ermittelten Ruhewerte der Sportartgruppen mit denen von Cram und Engstrom (1986) ermittelten Normwerten. Die Ausnahme bildet der linke M. sternocleidomastoideus der Gruppe der Triathleten, der mit 4,5 μ V im Mittel stärker aktiviert ist. In Abb. 33 und Abb. 34 sind die Ruhetonuswerte des rechten und linken M. erector spinae grafisch dargestellt. Die Gruppe der Fechter hat im Mittel einen Tonus vergleichbar mit dem der Normwertgruppe, während Basketballer, Triathleten und Ringer einen niedrigeren Ruhetonus aufweisen. Auffällige Seitendifferenzen sind in keiner der genannten Gruppen zu sehen. Für den M. erector spinae sind insgesamt gesehen die Standardabweichungen der Probandengruppe dieser Studie eindeutig geringer sind als jene der Vergleichsgruppe (Tab. 14 bis 17).

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass tendenziell Unterschiede der Sportarten zur Vergleichsgruppe im Ruhe-EMG für den M. trapezius und den M. erector spinae zu erkennen sind. Die erhobenen Werte des M. sternocleidomastoideus hingegen decken sich nahezu mit den Normwerten. Hingegen der Erwartungen der Hypothese sind jedoch keine signifikanten Unterschiede zu verzeichnen.

Tab. 14: Vergleich Ruhe-EMG der Basketballer mit Normwerten					
Muskel		Studie Cram (n=104) Ruhetonus \pm SD (in μ V)	Basketball (n=11) Ruhetonus \pm SD (in μ V)	T-Wert	Signifikanz p
<i>M. trapezius</i>	re	3,8 \pm 4,7	6,0 \pm 7,1	-1,399	0,177
	li	3,7 \pm 4,2	4,9 \pm 4,1	-0,903	0,372
<i>M. sternocleidomastoideus</i>	re	2,2 \pm 3,2	1,7 \pm 0,6	0,515	0,607
	li	2,2 \pm 2,0	2,2 \pm 0,9	0,000	1,000
<i>M. erector spinae L3</i>	re	3,0 \pm 4,3	2,3 \pm 1,1	0,536	0,593
	li	3,5 \pm 4,5	1,7 \pm 1,1	1,318	0,190

Tab. 15: Vergleich Ruhe-EMG der Triathleten mit Normwerten					
Muskel		Studie Cram (n=104) Ruhetonus \pm SD (in μ V)	Triathlon (n=7) Ruhetonus \pm SD (in μ V)	T-Wert	Signifikanz p
<i>M. trapezius</i>	re	3,8 \pm 4,7	11,7 \pm 20	-3,089	0,018
	li	3,7 \pm 4,2	6,2 \pm 6,7	-1,463	0,169
<i>M. sternocleidomastoideus</i>	re	2,2 \pm 3,2	2,1 \pm 1,2	0,082	0,935
	li	2,2 \pm 2,0	4,5 \pm 6,9	-2,328	0,053
<i>M. erector spinae L3</i>	re	3,0 \pm 4,3	1,9 \pm 0,4	0,674	0,502
	li	3,5 \pm 4,5	1,7 \pm 0,5	1,053	0,295

Tab. 16: Vergleich Ruhe-EMG der Ringer mit Normwerten					
Muskel		Studie Cram (n=104) Ruhetonus \pm SD (in μ V)	Ringern (n=10) Ruhetonus \pm SD (in μ V)	T-Wert	Signifikanz p
<i>M. trapezius</i>	re	3,8 \pm 4,7	1,6 \pm 0,8	1,472	0,144
	li	3,7 \pm 4,2	3,1 \pm 1,2	0,448	0,655
<i>M. sternocleidomastoideus</i>	re	2,2 \pm 3,2	2,1 \pm 0,8	0,098	0,922
	li	2,2 \pm 2,0	2,1 \pm 0,7	0,157	0,876
<i>M. erector spinae L3</i>	re	3,0 \pm 4,3	1,7 \pm 0,3	0,952	0,343
	li	3,5 \pm 4,5	1,4 \pm 0,5	1,469	0,145

Tab. 17: Vergleich Ruhe-EMG der Fechter mit Normwerten					
Muskel		Studie Cram (n=104) Ruhetonus \pm SD (in μ V)	Fechten (n=10) Ruhetonus \pm SD (in μ V)	T-Wert	Signifikanz p
<i>M. trapezius</i>	re	3,8 \pm 4,7	2,2 \pm 0,9	1,070	0,287
	li	3,7 \pm 4,2	4,0 \pm 1,9	-0,223	0,824
<i>M. sternocleidomastoideus</i>	re	2,2 \pm 3,2	2,0 \pm 0,7	0,196	0,845
	li	2,2 \pm 2,0	2,0 \pm 0,8	0,313	0,755
<i>M. erector spinae L3</i>	re	3,0 \pm 4,3	3,1 \pm 2,1	-0,072	0,942
	li	3,5 \pm 4,5	3,1 \pm 5,7	0,262	0,796

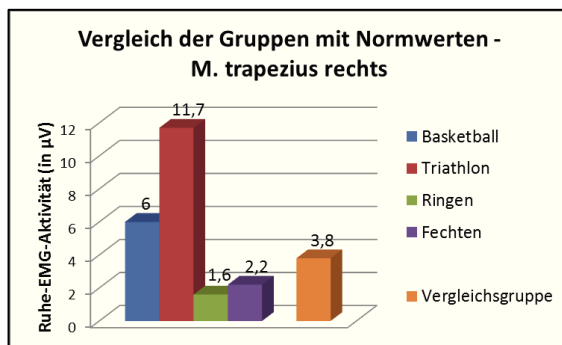


Abb. 29: Vergleich der Sportarten mit Normwerten rechter M. trapezius

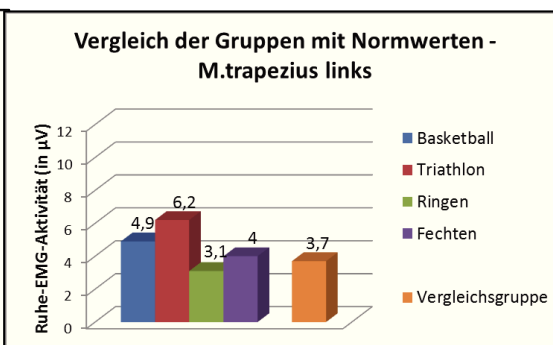


Abb. 30: Vergleich der Sportarten mit Normwerten linker M. trapezius

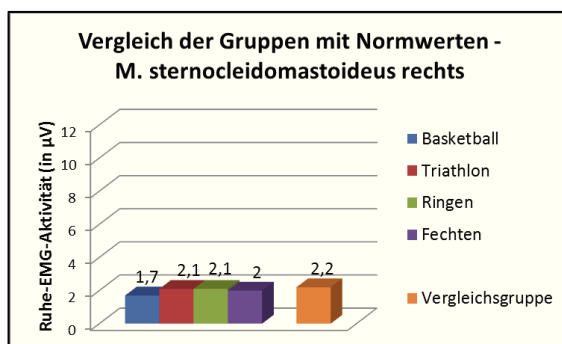


Abb. 31: Vergleich der Sportarten mit Normwerten rechter M. sternocleidomastoideus

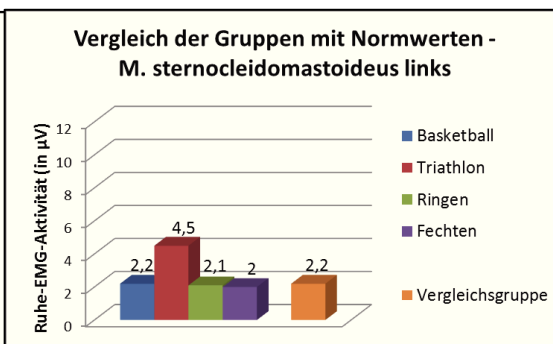


Abb. 32: Vergleich der Sportarten mit Normwerten linker M. sternocleidomastoideus

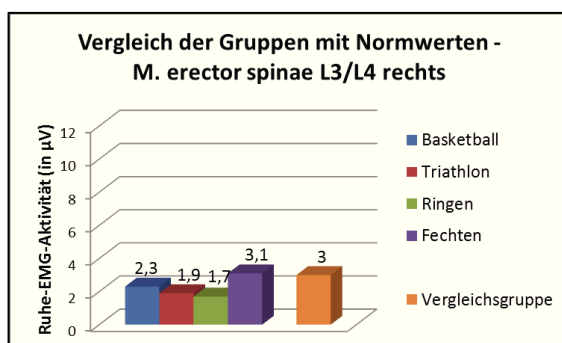


Abb. 33: Vergleich der Sportarten mit Normwerten rechter M. erector spinae

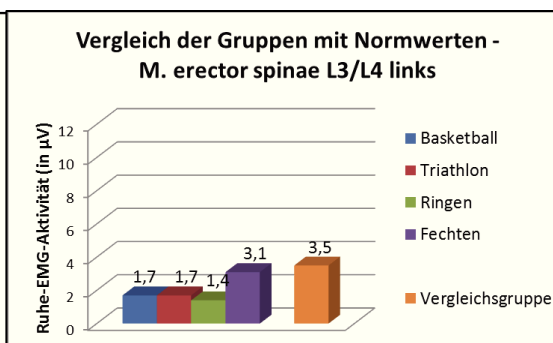


Abb. 34: Vergleich der Sportarten mit Normwerten linker M. erector spinae

6. Diskussion

6.1 Ergebnisdiskussion

6.1.1 Reliabilität des O-EMG

Um zu bewerten, wie gut ein Test ist, bedient man sich der Testgütekriterien. Darunter zählen die Objektivität, die Reliabilität und die Validität. In dieser Studie sollte die Retest-Reliabilität des O-EMG für bestimmte isometrische und dynamische Bewegungsausführungen verschiedener Muskeln bestimmt werden. Sie gibt die Genauigkeit, mit der gemessen wird, an. Die Stichprobengröße für Reliabilitätsbestimmungen sollte mindestens 15 bis 20 Probanden betragen (Atkinson und Nevill 2001). Diese Voraussetzung ist auch nach Ausschluss einiger Messungen für alle dargestellten Fälle gegeben. Sämtliche Overall-Korrelationen der ausgewerteten Muskeln liegen nach der Bewertungsskala von Bortz et al. (2008) im zufriedenstellenden bis hohem Bereich. Die für diese Studie gewählten Bewegungsabläufe sind demnach als gut reproduzierbar einzuschätzen und führen nicht zu relevanten Schwankungen der Messwerte zwischen den drei Einzelmessungen. Dabei sind in nahezu allen Fällen die Reliabilitäten für die Mittelwerte über den Zeitraum der Kontraktion besser als die der Spitzenwerte. Es handelt sich um Unterschiede, die als nicht relevant für die Bewertung der Reliabilität eingeschätzt werden können. Demnach sind auch Spitzenwerte ausreichend reliabel, um sie für die Bewertung der Muskelleistung heranzuziehen.

Da die Messwiederholungen innerhalb eines Messtermins stattfanden, spricht man an dieser Stelle von der Intrasession-Reliabilität. In einer Studie von Seitz und Uhl (2012) zum M. trapezius, M. serratus anterior und M. deltoideus wurden die Mittelwerte einer dynamischen Kontraktion zur Bestimmung der Reliabilitäten herangezogen. Für den M. trapezius lag die Intrasession-Reliabilität bei 0,97 und für den vorderen Anteil des M. deltoideus bei 0,99. Diese ICC-Werte sind vergleichbar mit den ICC-Werten der vorliegenden Studie (ICC-Werte zwischen 0,94 und 0,95 für die entsprechenden Muskeln). Wichtig bei der Bewertung eines Testverfahrens ist allerdings auch die Intersession-

Reliabilität, die die Genauigkeit bei Wiederholungen an mehreren Messterminen bewertet. Diese ist oftmals mit schlechteren Reliabilitätswerten versehen.

Für das O-EMG wurden in der Literatur mehrere Studien gefunden, welche dies bestätigen (Kollmitzer et al. 1999, de Araújo et al. 2009, Seitz und Uhl 2012). In der oben erwähnten Studie zum M. trapezius, M. serratus anterior und M. deltoideus (Seitz und Uhl 2012) werden von Intersession-Reliabilitäten zwischen 0,62 und 0,90 berichtet. Eine Nutzung des O-EMG für die Registrierung von Veränderungen über einen bestimmten Zeitraum ist basierend auf den berichteten Werten zuverlässig möglich.

6.1.2 Übereinstimmung der Seitenunterschiede gemessen mit dem Ruhe-EMG mit der Einschätzung durch einen Sportarzt

In dieser Studie konnte keine Korrelation des O-EMG mit der Einschätzung durch einen Sportarzt festgestellt werden. Beide Methoden sollten eine seitenbetonte muskuläre Spannungserhöhung im Ruhezustand bewerten. Die fehlende Übereinstimmung soll im Folgenden auf mögliche Ursachen überprüft werden. Zunächst einmal wurde bewusst darauf verzichtet im Untersuchungsbogen, welcher dem Sportarzt vorlag, genauer zu präzisieren, auf welche Art und Weise Seitenunterschiede zu konstatieren sind. Es sollte sowohl der visuelle Eindruck, als auch die Palpation in die Bewertung eingehen. Es ist unklar, ob eine eindeutige Definition der Untersuchungsmethode zu unterschiedlichen Ergebnissen geführt hätte. Manuelle Palpationstechniken und Muskeltests haben im Allgemeinen eine niedrige Reliabilität (Aarestad et al. 2004, Holmgren und Waling 2008, Haneline und Young 2009, Stepp et al. 2011), was auch in dieser Studie nicht unbeachtet gelassen werden sollte. Stepp et al. (2011) untersuchten die Inter-Rater-Reliabilität der Muskeltonusbestimmung der vorderen Halsmuskulatur mithilfe der Palpation, die als niedrig eingestuft wurde. In derselben Studie wurden nur schwache Korrelationen zwischen der Palpation und O-EMG-Aufzeichnungen gefunden. Interessanterweise verbesserte sich die Korrelation, nachdem diese nur für eine Auswahl an Probanden bestimmt wurde, bei denen eine hohe Inter-Rater-Reliabilität der Palpationsmethode bestand. Diese Studie bestätigt demnach die Vermutung, dass eine nicht ausreichende Reliabilität der klinischen Untersuchung durch einen geübten Untersucher maßgebend an der fehlenden

Korrelation mit dem O-EMG beteiligt ist. Noreau et al. (1998) definieren den manuellen Muskeltest als nicht ausreichend sensitive Methode zur Bestimmung des Muskeltonus.

Eine Erklärung für die fehlende Übereinstimmung zwischen EMG und klinischer Untersuchung ist auch in der Tatsache zu finden, dass mit dem O-EMG nur hautnahe Muskelanteile gemessen werden, während bei der Beurteilung durch einen Sportarzt eine globale Einschätzung erfolgte.

Als eine mögliche Fehlerquelle ist der gewählte Cut-off-Wert bei der Überführung der Ruhe-EMG-Werte in nominale Werte zu betrachten. In dieser Studie wurde in Anlehnung an die SinfoMed-Software ein Grenzwert von 35% für die Definition von relevanten Seitenunterschieden gewählt. In der Software ist dies als grober Richtwert definiert, was eine mangelnde generelle Anwendbarkeit vermuten lässt. Cram et al. (1998) schlagen einen Wert von 40% zur Diskriminierung von relevanten Seitenunterschieden vor, während in anderen Werken zur Elektromyographie von Werten zwischen 20% und 35% die Rede ist (Kasman et al. 1998). Donaldson und Donaldson (1990) verglichen die Seitenunterschiede von Patienten mit muskulär bedingter Schmerzsymptomatik mit denen von Probanden ohne Schmerzsymptomatik, um klinisch signifikante Asymmetrien zu definieren. Für die in dieser Studie verwendete Formel zur Bestimmung der Asymmetrie schlagen sie einen Grenzwert von 18,5% vor. Sie weisen jedoch darauf hin, dass dieser Wert, welcher für die paraspinalen zervikalen Muskeln und den M. sternocleidomastoideus ermittelt wurde, möglicherweise nicht ohne Weiteres für andere Muskelregionen übernommen werden kann. Einen abschließenden Konsens zu dieser Problematik scheint es im Moment nicht zu geben. Vielmehr ist im klinischen Alltag eine Integration der Messergebnisse mit der klinischen Untersuchung des Patienten nötig. Im Gegensatz zu anderen Bewertungssystemen des Muskeltonus, in denen die Abstufung in mehrere Skalen vorgenommen wird, wurde in dieser Studie praktisch nur die Einteilung in „normal“ und „nicht-normal“ genutzt. Dies könnte zu ungenauen Ergebnissen sowohl für die Bewertung durch das EMG, als auch durch die klinische Beurteilung geführt haben. Zusammenfassend ist für eventuell folgende Studien neben der präziseren Abstufung der Messergebnisse, auch eine getrennte Betrachtung der homologen Muskelpaare zu empfehlen, nicht, wie in dieser

Studie, über einen relativen Seitenunterschied. Auf diese Weise würde die Festlegung einer relevanten Prozentasymmetrie vermieden werden, die sich nach dem aktuellen Forschungsstand als problematisch erweist.

6.1.3 Korrelation Ruhe-EMG und TTM

Es stellt sich die Frage, ob die Gewebespannungsmessung als ein Maß für die Muskelaktivierung genutzt werden kann. Basierend auf den Messergebnissen dieser Studie, konnte keine Übereinstimmung von Ruhe-EMG und TTM gefunden werden. Bevor der Korrelationskoeffizient nach Pearson berechnet wurde, wurden sogenannte Punktwolken erstellt, um visuelle Trends darstellen zu können. Die Punktwolke des linken M. deltoideus (Abb. 36) ließ einen positiven linearen Zusammenhang der Messwerte des O-EMG und des TTM vermuten. Die statistische Analyse ergab allerdings keine signifikante Korrelation und der Korrelationskoeffizient nach Pearson ist als schwach einzustufen. Für den linken M. trapezius ist eine signifikante Korrelation der beiden Messmethoden erhoben worden. Anhand der Punktwolke (Abb. 35) wird nochmals deutlich, dass es sich um eine schwache Korrelation handelt.

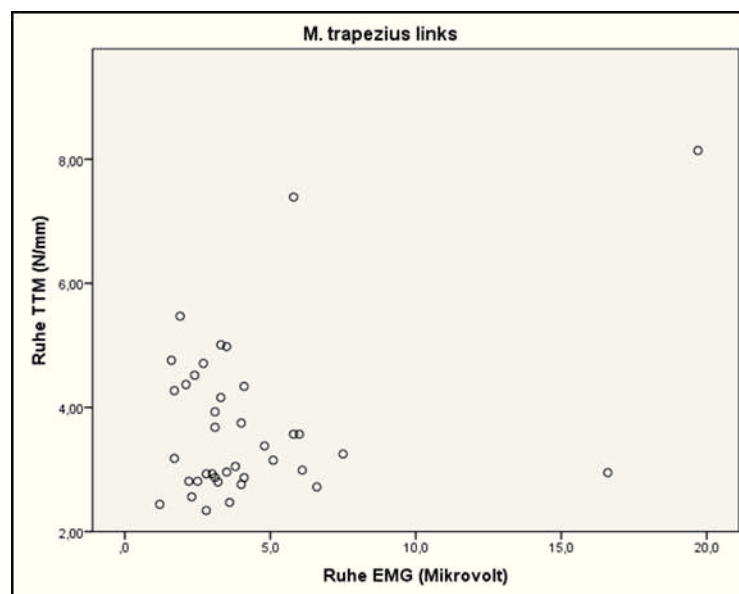


Abb. 35: Punktwolke zur visuellen Darstellung der Korrelation zwischen EMG und TTM für den M. trapezius links

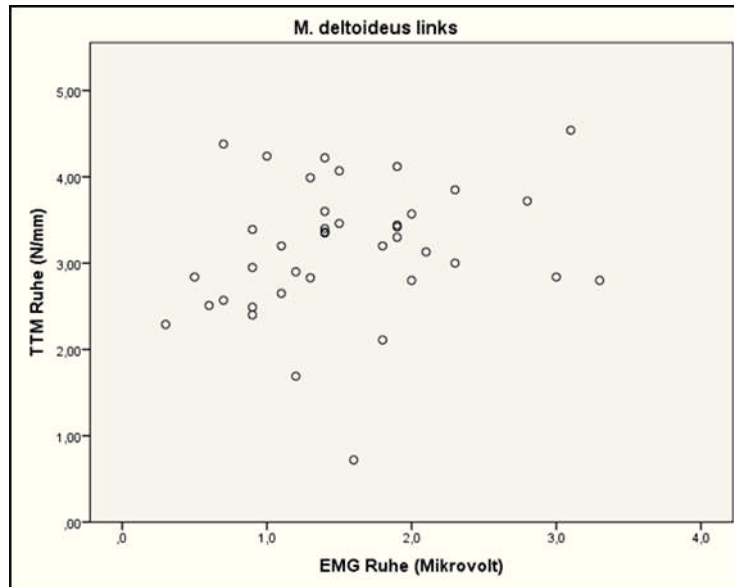


Abb. 36: Punktwolke zur visuellen Darstellung der Korrelation zwischen EMG und TTM für den M. deltoideus links

In der Literatur sind Studien mit ähnlichen Fragestellungen zu finden. Leonard et al. (2004) und Gubler-Hanna et al. (2007) verglichen Messergebnisse des Myotonometers mit denen des O-EMG während einer isometrischen Kontraktion. Beide Studien konnten eine Korrelation der Verfahren feststellen und schließen daraus, dass mit der Gewebespannungsmessung Muskelaktivierungslevel erfasst werden können. Es scheint einen kurvenförmigen Zusammenhang zwischen dem Myotonometer- und den O-EMG-Messungen zu geben (Gubler-Hanna 2007). Leonard et al. (2004) berichten, dass die Korrelation mit steigender applizierter Kraft des Myotonometers stärker und signifikanter wurde. Die Autoren erklären sich dies mit dem Fakt, dass das Instrument zunächst Haut und Unterhautgewebe verschieben muss, um die Gewebespannung der Muskulatur zu messen. Höchstwahrscheinlich hat für die in dieser Studie vorliegenden Messungen der Einfluss des Gewebes zwischen Muskel und Messgerät eine noch größere Rolle gespielt als in der Studie von Leonard et al. (2004), denn es wurde im Ruhezustand des Muskels gemessen. Der relative Anteil des Muskels an der Gesamtgewebespannung war demnach noch kleiner als während einer Kontraktion. Für folgende Studien zum Ruhemuskeltonus wäre also über eine

Erhöhung der applizierten Kraft nachzudenken. Eine andere Studie bestätigt hingegen die in dieser Arbeit vorliegenden Ergebnisse.

Ylinen et al. (2006) führten eine Studie zum „computerized muscle tonometer“ (CMT) durch, welches auf dem gleichen Funktionsprinzip wie das TTM und das Myotonometer basiert. Es wird berichtet, dass der gemessene Muskeltonus nicht mit der registrierten Muskelaktivität korreliert. Auch Ylinen et al. (2006) führten die Messungen im Ruhezustand des Muskels durch. Man kann demnach den Schluss ziehen, dass möglicherweise der Tonus unter isometrischer Anspannung mit der elektrischen Aktivität des Muskels korreliert, nicht jedoch der Ruhemuskeltonus, welcher augenscheinlich sehr viel stärker von anderen Komponenten abhängig ist. Darunter zählen unter anderem die viskoelastischen Eigenschaften und die Dicke der Haut und Unterhaut. Aber auch der Muskel selbst besitzt im Ruhezustand eine sogenannte passive Elastizität (Basmajian 1978). In einer vorangegangenen Studie zum TTM (Schwarz 2014) wurde die Korrelation der TTM-Messungen mit dem Palpationsbefund von drei Muskelpaaren untersucht. Eine signifikante Korrelation wurde hier nur in einem von sechs Fällen gefunden. Es scheint also, dass die Studien am lebenden Muskel die Schlussfolgerung einer Studie des TTM am Modell (Zschiegner 2013), wonach das Gerät geeignet wäre Unterschiede im Muskeltonus zu registrieren, nicht bestätigen. Diese Feststellung gilt zumindest für den Ruhezustand des Muskels.

Zu hinterfragen ist an dieser Stelle, ob immer eine vollkommen entspannte Körperlage bei den Ruhetonusmessungen und den Gewebespannungsmessungen vorlag. In den Studien zum Myotonometer (Leonard et al. 2004 und Gubler-Hanna 2007) wurden das EMG und die Gewebespannungsmessung parallel aufgezeichnet, während es sich bei den vorliegenden Messwerten um nacheinander registrierte Werte handelt mit einem Zeitintervall von ungefähr 30 Minuten zwischen beiden Aufzeichnungen. Es ist daher nicht auszuschließen, dass unterschiedliche Körperhaltungen in manchen Fällen zur Verfälschung der Ergebnisse geführt haben, auch wenn stets auf eine gleichartige, entspannte Position geachtet wurde. Emotionaler Stress führt zu einer erhöhten Ruhe-Muskelaktivität (Cram et al. 1998). Ein Faktor der wenig beeinflussbar ist, wenn nicht durch Schaffung eines ruhigen und angenehmen Ambientes. Außerdem wurde die Untersuchung im Voraus

ausreichend erklärt, Abläufe klar strukturiert und dem Probanden in angemessener Zeit nahegelegt, um emotionalen Stress möglichst zu vermeiden.

Die Messung der Gewebespannung in nur einem definierten Punkt des Muskels stellt eine weitere Fehlerquelle dar. Ist der Wert gemessen mit dem TTM repräsentativ für den gesamten Muskel bzw. für das Areal, welches in die Messung der elektrischen Aktivität eingeht? Dies wäre sicherlich nicht der Fall, wenn sich im Messbereich des Muskels ein sogenannter Triggerpunkt (TrP) befindet. Triggerpunkte sind Areale erhöhter Reizbarkeit eines Muskels und liegen in einem verspannten Faserbündel oder im Bereich der zugehörigen Faszie (Simons et al. 2002). In einer Pilotstudie zum TTM konnten palpable TrP mit dem Gerät in 82% der Fälle vom umgebenden Gewebe differenziert werden (Buchmann et al. 2007). Sie sind demnach in dieser Studie als ein entscheidender Störfaktor zu berücksichtigen. In einer weiteren Studie zur Erfassung von Muskeltriggerpunkten mithilfe des TTM konnte nachgewiesen werden, dass die erhöhte Gewebespannung über TrP während einer Anästhesie mit kompletten Blockieren der neuromuskulären Leitung abnahm (Buchmann et al. 2014). Die Autoren schließen deshalb auf eine entscheidende Rolle von spinaler Hyperexzitabilität bei der Entstehung von Triggerpunkten. Doch nicht nur für die Gewebespannungsmessung scheinen TrP einen Störfaktor darzustellen. Es wird beschrieben, dass diese die EMG-Aktivität beeinflussen können (Cram et al. 1998). Messungen während symmetrischer Muskelkontraktion zeigten tendenziell eine höhere Aktivierung zur Gegenseite, wenn ein TrP vorhanden war (Donaldson et al. 1994). Der Ruhemuskeltonus eines Muskels mit Triggerpunkt scheint nicht beeinflusst zu sein (Kraft et al. 1968). Simons et al. (2002) beschreiben in ihrem Standardwerk „Handbuch der Muskeltriggerpunkte“, dass es jedoch durch aktive Triggerpunkte zur Aktivitätssteigerung bis hin zur Spontanaktivität der Muskeln kommen kann, welche im Bereich des Ausstrahlungsschmerzes liegen. Ein Effekt auf Muskeln, die selbst keinen TrP besitzen, ist also möglich. In jedem Fall scheint es durch TrP zur Dysfunktion eines Muskels zu kommen. Simons et al. (2002) gehen davon aus, dass die maximale Kontraktionskraft des betroffenen Muskels aufgrund einer zentralen Inhibition vermindert ist und erklären dies als eine Art Schutzmechanismus vor schmerzhaften Kontraktionen. Neben den motorischen

Veränderungen gehören auch sensorische und vegetative Phänomene zum klinischen Bild der TrP. Es konnte ein verringerter Hautwiderstand über dem TrP-Bereich nachgewiesen werden (Simons et al. 2002), was wiederum, wie im Grundlagenteil erwähnt, die EMG-Amplitude beeinflusst. In der vorliegenden Studie wurden TrP in den untersuchten Muskeln zwar erfasst, allerdings sind diese so zahlreich in der Probandenpopulation vorhanden, dass es unmöglich war eine Gruppe zusammenzustellen, welche frei von Triggerpunkten in den registrierten Muskeln war.

6.1.4 Reliabilität des Normierungsverfahrens Prozentasymmetrie für das O-EMG

Um O-EMG Werte während einer muskulären Kontraktion zwischen verschiedenen Individuen vergleichbar zu machen, müssen diese normiert werden. In dieser Studie wurde zu diesem Zweck die Prozentasymmetrie der homologen Muskelpaare bestimmt. Es ist durchaus bekannt, dass sich die verschiedenen Normierungsmethoden in ihrer Reliabilität unterscheiden (Bolgia und Uhl 2007, Norcross et al. 2010). Damit eine Aussage über die Wiederholbarkeit der Methode getroffen werden kann, wurde die Reliabilität mithilfe des Intraklassenkoeffizienten errechnet. Sowohl für die isometrische als auch für die dynamische Kontraktion gilt, dass die Prozentasymmetrien während eines Messzeitpunktes gut reproduzierbar sind. Die Normierungsmethode Prozentasymmetrie kann insgesamt als zuverlässig eingeschätzt werden. Es fällt auf, dass bei der isometrischen Kontraktion meist bessere Reliabilitäten bei den Muskeln erreicht wurden, bei denen die Kontraktionen simultan rechts und links durchgeführt wurden (M. trapezius, M. rhomboideus major, M. serratus anterior, M. rectus abdominis und M. erector spinae, ICC-Werte zwischen 0,88 und 0,96), während beispielsweise der Overall-ICC des M. gluteus maximus mit 0,71 relativ niedriger liegt. Auch bei der dynamischen Bewegung wird dies mit dem schlechtesten Overall-ICC von 0,66 auffällig. Bei diesem Muskel wurden sowohl die isometrischen als auch die dynamischen Kontraktionen der beiden Körperseiten einzeln nacheinander durchgeführt, woraus geschlossen werden kann, dass eine simultane Durchführung rechts und links sich günstig auf die Wiederholbarkeit der Prozentdifferenzen auswirkt. Auch der Overall-ICC der dynamischen Kontraktion des M. erector spinae ist mit 0,74 weniger gut als jene anderer

Muskeln. Man kann zusammenfassend feststellen, dass die für den M. gluteus maximus gewählten Bewegungsabläufe für die Bestimmung der Prozentasymmetrie weniger gut geeignet sind, als jene der anderen Muskeln. Gleiches gilt für die dynamische Kontraktion des M. erector spinae. Es bietet sich für die genannten Muskeln an, die gewählten Bewegungsabläufe für eventuelle weitere Studien zu überarbeiten und Alternativen zu testen, um eine optimale Verlässlichkeit der Methode zu gewährleisten. Die im Gegensatz zu den restlichen Muskeln aufgefallenen stärkeren Unterschiede zwischen den drei Inter-Item-Reliabilitäten beim M. deltoideus, M. tensor fasciae latae und M. gluteus maximus könnten ein Zeichen für eine Unbeständigkeit der gewählten Bewegungsabläufe sein. Bei den Muskeln mit gleichbleibenden Reliabilitäten über die drei Einzelmessungen kann man davon ausgehen, dass für die Bestimmung der Prozentdifferenzen es keine Rolle spielt, ob man die erste durchgeführte Bewegung oder eine Wiederholung nutzt. Vom Gesichtspunkt der Reliabilität sind isometrische und dynamische Bewegungsabläufe gleichwohl geeignet für die Bestimmung der Prozentasymmetrie. Eine Tendenz der Verbesserung der Reliabilität mit fortschreitender Anzahl an Wiederholungen, wie von Cram et al. (1998) beschrieben, kann in dieser Studie weder für isometrische noch dynamische Kontraktionen beobachtet werden. Diese Diskrepanz könnte damit erklärt werden, dass an dieser Studie Sportler teilnahmen, welche im Vergleich mit „Normalprobanden“ eine schnellere Auffassungsgabe bei der Nachahmung spezifischer Bewegungsabläufe haben. Vergleicht man die Wiederholbarkeit der „Prozentasymmetrie“ mit derer der nicht normierten Werte dieser Studie, wird deutlich, dass es durch den Prozess der Normierung zu Einbußen im Hinblick auf die Reliabilität des O-EMG kommt. Da es aber unabdinglich ist, diese Verarbeitung vor jedem interindividuellen Vergleich durchzuführen, muss dies in Kauf genommen werden. Es gilt den Verlust an Reliabilität aufgrund der Normierungsmethode möglichst gering zu halten.

In der Literatur wurden andere Methoden der Bestimmung von Asymmetrieparametern gefunden. Oddsson und De Luca (2003) bildeten den Quotienten der beiden EMG-Werte. Dabei wird, im Gegensatz zur hier verwendeten Methode, der Seitenunterschied in Bezug zum kleineren der beiden EMG-Werte ausgedrückt. Dies führt allerdings dazu, dass

Seitenunterschiede über 100% entstehen. Für die Interpretation der Ergebnisse in dieser Studie wurde deshalb die Prozentdifferenz nach Cram et al. (1998) als vorteilhafter eingeschätzt, auch im Hinblick auf in der Literatur vorhandene Referenzwerte zur Beurteilung von signifikanten Prozentwerten. In einer anderen Studie zur Reliabilität von EMG-Ratios, wird von ICC-Werten zwischen 0,50 und 0,91 berichtet (Larivière und Arsenault 2008). Diese Ergebnisse liegen ungefähr im Bereich der in dieser Studie ermittelten Reliabilitäten mit ICC-Werten zwischen 0,66 und 0,96. Im Vergleich mit anderen etablierten Normierungsmethoden schneidet die Prozentasymmetrie bezüglich der Reliabilitäten schlechter ab. Für die MVIC-Methode (maximale willkürliche isometrische Kontraktion) werden ICC-Werte von über 0,84 für verschiedene Hüft- und Oberschenkelmuskeln (Norcross et al. 2010) und über 0,93 in einer weiteren Studie zu Hüftmuskeln (Bolgla und Uhl 2007) angegeben. Seitz und Uhl (2012) bestimmten die Reliabilität der Normierung mittels MVIC für den M. trapezius, M. deltoideus und M. serratus anterior und berichten ICC-Werte über 0,96. Die Intrasession-Reliabilität der MVIC-Methode und der Verwendung von submaximalen Kontraktionen scheinen sich nicht stark zu unterscheiden (Netto und Burnett 2006, Burnett et al. 2007), während die MVIC bei der Intersession-Reliabilität besser abschneidet als die submaximale Kontraktion (Netto und Burnett 2006). Die Normierung auf der Basis von gemittelten dynamischen Werten und Spitzenwerten der dynamischen Kontraktion haben schlechtere Reliabilitäten im Vergleich zur MVIC-Methode (Bolgla und Uhl 2007).

Die Bestimmung der Prozentasymmetrie hat trotz der schlechteren Reliabilitäten im Vergleich zu gängigen Normierungsmethoden entscheidende Vorteile gegenüber diesen. So ist es nicht nötig eine zusätzliche Referenzmessung durchzuführen, was Zeit und Aufwand spart. Dies ist in Anbetracht einer Nutzung im klinischen Bereich besonders wichtig. Wenn es sich, wie in dieser Studie um die Fragestellung der Seitenunterschiede handelt, dann erspart sie außerdem eine weitere Verarbeitung der Daten zur Bestimmung des Grades der Unterschiede. Die Methode liefert direkte prozentuale Differenzen. Ein weiterer positiver Aspekt ist, dass sie keine maximale Kontraktion wie bei der MVIC-Methode benötigt. Dies erlaubt zum Beispiel die Anwendung im klinischen Alltag bei Patienten mit Schmerzen. Probleme der Methode liegen im möglichen Zustandekommen der Asymmetrien

durch Haltungsfehler während der Bewegung anstatt durch eine muskuläre Dysfunktion. In einer Studie zu EMG-Ratios, die aus den Aktivierungsparametern von ipsilateralen Rückenmuskeln gebildet wurden, scheint es, dass außerdem das Kraftniveau, die Kontraktionsform und die Dicke des subkutanen Gewebes EMG-Ratios beeinflussen können (Larivière und Arsenault 2008). Vor allem das subkutane Gewebe sollte aber bei Ratios, die wie in dieser Studie aus den homologen Muskelpaaren gebildet werden, einen zu vernachlässigenden Einfluss haben, wenn man davon ausgeht, dass Seitenunterschiede in der Dicke des Gewebes gering sind.

6.1.5 Seiten-und Gruppenunterschiede in den isometrischen und dynamischen O-EMG Messungen

In einzelnen Fällen gab es Verletzungen der Testvoraussetzungen für die Varianzanalyse. Der Levene-Test darf signifikant werden, wenn nicht gleichzeitig sehr ungleiche Stichprobenumfänge vorhanden sind (Bortz 1999). Dies ist in dieser Studie nicht der Fall. Die Testvoraussetzungen können ignoriert werden, wenn die Ergebnisse als Tendenzen und nicht als Schlussfolgerungen interpretiert werden (Toutenburg und Knöfel 2009). Insgesamt muss jedoch kritisch betont werden, dass die Varianzanalyse trotz der Verletzung der Testvoraussetzungen durchgeführt worden ist. Maßgebliche Faktoren für die fehlende Signifikanz der F-Werte stellen die kleinen Probandenumfänge und die verhältnismäßig großen Standardabweichungen in den Sportartgruppen dar. Dadurch entstehen breite, sich überschneidende Konfidenzintervalle, die signifikante Gruppenunterschiede unwahrscheinlich machen. Es ist dringend zu empfehlen, bei eventuellen Folgestudien die Probandenzahl zu erhöhen.

Mithilfe grafischer Darstellungen konnten dennoch einige Tendenzen für Seiten- und Gruppenunterschiede abgebildet werden. Es gab eine Mehraktivierung der nicht-dominanten Seite des M. trapezius bei Ringern in der isometrischen Kontraktion. Diese könnte man mit einer erhöhten Anforderung an den genannten Muskel während der Umklammerung des Gegners erklären. Im dynamischen EMG hingegen sind keine Seitenunterschiede bei den Ringern zu finden, was die vorwiegend tonische Aktivierung des Muskels während des Ringkampfes vermuten lässt. In den anderen Sportarten findet sich bei diesem

Muskel eine relative Mehraktivierung der nicht-dominanten Seite im dynamischen EMG. Hier wäre jedoch besonders bei Basketballern und Fechtern eine Mehraktivierung der dominanten Seite zu erwarten gewesen, da dieser Muskel die Scapula fixiert und somit bei einem Großteil aller Schulterbewegungen unterstützend fungiert. Am Beispiel des M. trapezius wird deutlich, dass das Aktivierungsverhalten eines Muskels durchaus verschieden für isometrische und dynamische Belastungen ausfallen kann und das dies in den Gruppen variiert. Die Vermutung des Vorhandenseins sportartspezifischer Muskeldifferenzierungen auf der Basis von unterschiedlichen Anforderungsprofilen scheint also legitim. Eine relative Mehraktivierung des M. deltoideus der dominanten Seite im dynamischen Bewegungsablauf bei den Basketballern kann mit der wichtigen Funktion des Muskels beim Korbwurf erklärt werden. Es wurde eine Seitendifferenz von ca. 10 % im Mittel registriert. Bedenkt man die oftmals strikt unilateralen Ausführung des Korbwurfes, hätte man aber an dieser Stelle eine deutlich größeren Seitenunterschied erwartet. Hinzu kommt, dass eine aussagekräftige Mehraktivierung nach der oben beschriebenen Literaturrecherche mindestens 18,5 % betragen sollte. Die im Mittel 85%ige Seitendifferenz des M. rhomboideus der Basketballer im isometrischen EMG kommt ausschließlich aufgrund eines starken Seitenunterschiedes eines einzelnen Probanden zustande, was auch an der großen Standardabweichung auszumachen ist. Ignoriert man diesen Probanden bei der Mittelwertberechnung, ergibt sich eine mittlere Seitendifferenz von lediglich 2%. Insgesamt muss man anmerken, dass die Ergebnisse der Gruppenvergleiche aufgrund der geringen Probandenanzahl sehr anfällig für Verfälschungen durch einzelne „Ausreißer“ sind. Die Ergebnisse dieser Studie unterstützen nicht uneingeschränkt die These der seitenausgeglichenen Belastung der Gruppe der Triathleten. Besonders auffällig wird dies beim M. tensor fasciae latae (Abb. 27 und 29). Dieser Muskel spielt eine wichtige Rolle sowohl beim Langlauf als auch beim Radfahren. Es wäre hier eine seitengleiche Ausprägung erwartet worden. Die starke Mehraktivierung des M. serratus im isometrischen EMG ist aufgrund der beschriebenen Probleme bei der Messung des Muskels (siehe Fehleranalyse für das O-EMG) mit Vorsicht zu betrachten, steht jedoch im Einklang mit einer möglichen seitenunausgeglichenen Anforderung während der Schulterblattbewegungen im Schwimmen, wenn man vom Vorhandensein einer

stärkeren und einer schwächeren Schwimmschulter ausgeht. Doch auch beim M. rectus abdominis in beiden Kontraktionsformen sowie beim M. trapezius im dynamischen EMG haben die Triathleten die größten Seitendifferenzen im Vergleich zu den anderen Sportarten (Abb. 20). Es scheint sich für diese Sportart der Trend herauszubilden, dass zwar sehr wohl Seitenunterschiede zu finden sind, diese jedoch im Falle des Vorhandenseins sowohl für isometrische als auch für dynamische Anforderungen gelten (Abb. 27 und 28). Deshalb kann bestätigt werden, dass eine ausgeglichene Belastung im isometrischen und dynamischen Bereich besteht, diese jedoch nicht in allen Fällen als seitenausgeglichen betrachtet werden kann. In der Gruppe der Fechter kam es zur Mehraktivierung des M. tensor fasciae latae auf der dominanten Seite. Dies kann als ein Indiz seiner Bedeutung für die Hüftbeugung während des Ausfallschrittes gewertet werden und zwar mit sowohl dynamischer als auch tonischer Anforderung an den Muskel. Er ist nach dem M. rectus femoris (160,88 Nm) und dem M. iliopsoas (98,10 Nm) mit einem Anteil von 73,58 Nm der drittstärkste Hüftbeuger (Weineck 2008). Unterstützt wird die These seiner nicht unwesentlichen Bedeutung für die Hüftbeugung im Rahmen des Fechtkampfes dadurch, dass die in dieser Studie gemessene Aktivierung durch eben diese Flexionsbewegung zustande kam. Für die Ringer wird deutlich dass der M. erector spinae und M. gluteus maximus der dominanten Seite sowohl einer statischen als auch einer dynamisch-explosiven Anforderung ausgesetzt sind. Dies steht im Einklang mit der im Grundlagenteil beschriebenen Haltearbeit zur Stabilisierung des Rumpfes und mit der besonderen Bedeutung beim Wurf des Gegners über die Brust. Die beiden genannten Muskeln sind bezogen auf die Muskelmasse die wichtigsten Repräsentanten der explosiven Ganzkörperstreckung. Tittel (2012) bezeichnet diese Schnellkraft sogar als erfolgsbestimmende Größe im Ringkampf. Die kontralaterale Mehraktivierung von M. rectus abdominis, M. serratus anterior und M. rhomboideus in der isometrischen Kontraktion könnte mit der agonistischen Aktivierung dieser Muskeln während der Seitwärtsneigung bzw. -drehung des Rumpfes erklärt werden, auch wenn der M. rectus abdominis bei diesen Bewegungen nicht die entscheidende Rolle, wie zum Beispiel der M. obliquus abdominis, spielt. Er ist jedoch über die Längs-Quer- und Schräggurtung in das Gesamtsystem der Bauchmuskeln integriert (Tittel 2012).

In dieser Studie wurden die Seitendifferenzen auf der Grundlage von dominanter und nicht dominanter Seite bei der Ausführung der jeweiligen Sportart eingeteilt. Dies geschah aufgrund der Annahme, dass die seitenspezifische Belastung sportlicher Aktivitäten entscheidenden Einfluss auf Asymmetrien im Muskelprofil hat. Neuere Studien zeigen jedoch, dass dies nicht uneingeschränkt gilt. Rainoldi et al. (2014) untersuchten mithilfe der hochauflösenden Oberflächenelektromyographie die Aktivierung der Lumbalmuskulatur von Leistungssportlern während des Trockenruderns. Sie konnten eine asymmetrische Aktivierung des lumbalen M. erector spinae finden, die jedoch nicht vollständig durch die Ruderseite erklärt werden konnte. Die Autoren schließen daraus, dass andere Faktoren an der asymmetrischen Aktivierung der untersuchten Muskulatur beteiligt sind. Diese Ergebnisse könnten teilweise die Schwierigkeiten der hier durchgeführten Studie erklären, signifikante Seitenunterschiede der Sportarten auf der Basis der Unterteilung in dominante und nicht – dominanter Körperhälfte auszumachen.

6.1.6 Vergleich mit Normwerten für das Ruhe-EMG

In diesem Kapitel sollen Unterschiede im Ruhe-EMG zwischen den Sportarten dieser Studie und einer Vergleichsgruppe aus der Literatur (Cram und Engstrom 1986) diskutiert werden. Zunächst einmal muss festgestellt werden, dass es Schwierigkeiten bei der Festlegung von Normwerten im O-EMG gibt. Die erwähnte Studie von Cram und Engstrom (1986) liefert Normwerte nur für einige ausgewählte Muskeln, sodass nur drei der in dieser Studie untersuchten Muskeln verglichen werden konnten. Es handelt sich um Werte im Ruhetonus. Interessant wäre es gewesen, Vergleichswerte im aktiven Zustand der Muskeln zur Verfügung zu haben. Das Erstellen solcher Normwerte zeigt sich jedoch, wie bereits in den Grundlagen beschrieben, aufgrund des Einflusses individueller anthropomorphischer Charakteristika problematisch. Cram et al. (1998) gehen sogar davon aus, dass eine Festlegung von Normwerten für den aktiven Zustand eines Muskels unmöglich ist. Diskutiert werden muss, was als „normal“ im Sinne einer Referenzgruppe definiert wird. Cram und Engstrom (1986) legten als Einschlusskriterium in die Referenzgruppe das Fehlen einer Schmerzsymptomatik, welche einen Arztbesuch in den letzten zwei Jahren nötig machten, fest. Es handelte sich bei den Probanden um Studenten einer Universität von California. Es ist natürlich nicht ausgeschlossen, dass sich diese

Gruppe in ihren Eigenschaften im EMG von anderen Berufsgruppen unterscheidet (Cram et al. 1998). Für verlässlichere Daten müssten Stichproben aus einer Gruppe mit stärkerer Diversität gezogen werden. Um aussagekräftige Daten zu erhalten, sollte die Stichprobengröße möglichst groß gewählt werden. In diesem Punkt besteht eine Diskrepanz zwischen der Referenzgruppe (n=104) aus Cram und Engstrom (1986) und der hier untersuchten Gruppe (n=38). Möglicherweise fänden sich andere Tendenzen, wenn eine größere Anzahl von Probanden untersucht worden wäre.

Der Ruhemuskeltonus, der durch das Gamma-Motoneuronen-System erzeugt wird, wird als sehr wichtig für den Sportler eingeschätzt. Für eine optimale sportliche Leistung sollte dieser weder zu hoch noch zu niedrig sein (Cram et al. 1998). Er dient einer gewissen Vorspannung des Muskels, sodass es zu einer schnelleren Kraftentwicklung kommen kann. Im Gegensatz dazu zählt ein langfristig stark erhöhter Ruhemuskeltonus zu den auslösenden Faktoren von Muskeltriggerpunkten und kann damit zu Schmerzen und Bewegungseinschränkungen führen (Simons et al. 2002).

Auch in diesem Kapitel sind als entscheidende Faktoren für die nicht signifikanten Ergebnisse im T-Test der kleine Stichprobenumfang der Sportartgruppen und die damit verbundenen Differenzen zur Probandenanzahl der Vergleichsgruppe von Cram et al. (1998) zu nennen. Es können nur Tendenzen vermutet werden, die jedoch nicht in dem Maße auffällig waren, wie erwartet. Folgend werden diese Tendenzen diskutiert:

Für den rechten M. trapezius und den linken M. sternocleidomastoideus war bei den Triathleten ein im Vergleich zu den anderen Gruppen hoher Ruhetonus zu verzeichnen. Zu beachten ist allerdings die große Standardabweichung in beiden Fällen, die verdeutlicht, dass es relativ große Unterschiede der Werte innerhalb der Gruppe gibt. Tatsächlich kommen die hohen Mittelwerte der Triathletengruppe vor allem durch den sehr hohen Ruhetonus eines einzelnen Athleten zustande. Es kann also nicht auf einen erhöhten Ruhetonus des rechten M. trapezius und des linken M. sternocleidomastoideus in der Gruppe der Triathleten allgemein gesprochen werden. Interessanterweise handelt es sich in beiden Fällen um denselben Probanden, welcher anscheinend an sehr starken muskulären Dysbalancen im Hals-Nackebereich leidet. An diesem Beispiel wird erneut deutlich, dass sich Seitendifferenzen eines einzelnen

Probanden in kleinen Probandengruppen stark bemerkbar machen und zur Verfälschung der Ergebnisse führen können. Man kann von einer Asymmetrie des Ruhetonus des M. trapezius in den Gruppen der Ringer und Fechter sprechen. Es wäre denkbar, dass diese durch das Störsignal der elektrischen Aktivität des Herzens zustande kommt. Da sich aber in der Gesamtstudiengruppe und in der Vergleichsgruppe keine Mehraktivierung der linken Seite zeigt, kann man hier von einer Tendenz zum Seitenunterschied in den genannten Gruppen ausgehen. Sie haben im rechten M. trapezius einen niedrigeren Ruhetonus, während der Tonus der linken Seite ungefähr im Bereich dessen der Vergleichsgruppe liegt. Laut Cram et al. (1998) kann man in diesem Fall nicht von einem hypoaktivem Muskel sprechen, denn es ist nicht möglich hypoaktive Muskeln mithilfe der Normwerte zu identifizieren. Aber der Vergleich mit der Gegenseite ist zulässig. Demnach ist eine unausgeglichene seitenbetonte Belastung des M. trapezius bei den Ringern und Fechtern zu vermuten, aus der eine erhöhte Aktivierung des Muskels auch im Ruhezustand resultiert. Sowohl die Ergebnisse für den M. trapezius, als auch jene für den M. sternocleidomastoideus sind mit Vorsicht zu betrachten, da die O-EMG-Aufzeichnung im Hals- und Thoraxbereich, wie an anderer Stelle in dieser Arbeit beschrieben, oftmals nicht zu vernachlässigenden Störgrößen unterliegen. Die Gruppen dieser Studie präsentieren sich in ihren Ruhewerten des M. erector spinae sehr homogen, das heißt die Standardabweichungen sind im Vergleich zur Referenzgruppe gering. Außerdem sind in keiner der Sportlergruppen Seitenunterschiede zu nennen. Im Unterschied zur Studie von Cram und Engstrom (1986), in der die Probanden in entspannter Position saßen, wurde in dieser Studie im Liegen gemessen, was offensichtlich zur stärkeren Relaxation der Muskulatur geführt hat. Dies ist mit einer tonischen Aktivierung des Muskels im Sitz zu erklären. Vor diesem Hintergrund ist die im Vergleich zu den anderen Sportarten bilateral stärkere Aktivierung in der Gruppe der Fechter als eine Tendenz zum erhöhten Ruhetonus zu bewerten.

6.2 Methodendiskussion und Fehleranalyse

6.2.1 Physioanatomische Eigenschaften der Probanden

Beim Betrachten des Altersdurchschnittes der vier Probandengruppen fällt auf, dass die Basketballer ($16,6 \pm 1,1$ Jahre) und vor allem die Fechter ($16,0 \pm 2,1$ Jahre) im Mittel jünger waren, während der Altersdurchschnitt der Triathleten ($25,0 \pm 8,3$ Jahre) im Erwachsenenalter lag. Es stand schon bei der Auswahl der Einschlusskriterien zur Diskussion, ob auch Sportler, der adoleszenten Altersgruppe an der Studie teilnehmen könnten oder ob das Mindestalter in einem postpubertärem Bereich zu wählen wäre, um einen eventuellen Einfluss der Beschaffenheit von Haut und Unterhautgewebe auf die Gewebsspannungsmessungen zu verhindern. Bezugnehmend auf eine Studie von Sugihara et al. (1991), in welcher beschrieben wird, dass die Struktur der Haut und der Unterhaut von Kindern älter als 8 Jahre, denen von Erwachsenen sehr ähnelt, konnten auch jüngere Probanden einbezogen werden. Es muss jedoch kritisch angemerkt werden, dass mit fortschreitendem Alter auch von einer veränderten Konstitution des Muskels und einem höherem Trainingslevel auszugehen ist, wodurch natürlich eventuelle trainingsbedingte Asymmetrien evidenter hervortreten können als bei Athletengruppen mit niedrigerem Durchschnittsalter. Der Einfluss des Geschlechts auf die Eigenschaften der Muskeln wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Einige Studien belegen signifikante geschlechtsspezifische Unterschiede der Muskelfunktion sowohl im jungen als auch im hohen Alter (Yu et al. 2007), andere hingegen zeigen diese Unterschiede nur für ältere Probanden (Krivickas et al. 2001). Für die Elastizität der Haut, die einen Einflussfaktor für die Messungen mit dem TTM darstellt, konnten einige Autoren keine signifikanten Unterschiede zwischen den Geschlechtern finden (Firooz et al. 2012, Ishikawa et al. 1995), während andere teilweise Elastizitätsunterschiede nachweisen konnten (Diridollou et al. 2000). In einer vorangegangenen Studie mit dem TTM wurden signifikante Unterschiede der Messwerte zwischen männlichen und weiblichen Probanden gefunden (Schwarz 2014). In dieser Studie wurden zum Vermeiden eventueller Einflüsse dieser Art nur männliche Probanden verglichen. Die Beschaffenheit der Haut und vor allem das Unterhautfettgewebe beeinflussen wie bereits erwähnt sowohl die Messungen mit dem O-EMG als auch mit dem TTM. In der Elektromyographie führt eine ansteigende Dicke des Gewebes, welches über

dem Muskel gelegen ist, zu einer zunehmenden Schwächung des Signals, während für die Gewebespannungsmessungen die elastische Zusammensetzung von Haut und Unterhaut Bedeutung haben. Der Grad der Verfälschung der Messergebnisse aufgrund interindividueller Variationen in diesem Bereich kann in dieser Studie nicht komplett beurteilt werden. Da es sich jedoch bei den Probanden um Leistungssportler handelt, dürfte eine nicht allzu starke Streuung im Fettanteil der Unterhaut vorliegen, wie man es möglicherweise bei „Normalpersonen“ erwarten würde. Außerdem scheinen starke Altersunterschiede und teilweise das Geschlecht die wichtigsten Faktoren für signifikante Elastizitätsunterschiede der Haut zu sein (Sugihara et al. 1991, Diridollou et al. 2000). In mehreren Studien wurde der Einfluss der Hauteigenschaften auf das O-EMG untersucht. Nordander et al. (2003) berichten, dass in ihrer Studie die Hautdicke bis zu 68% der Messunterschiede im EMG zwischen den einzelnen Probanden erkläre, während andere von bis zu 81% berichten (Hemingway et al. 1995). Cram et al. (1998) fanden heraus, dass der schwächende Effekt des Fettgewebes auf das EMG-Signal bei Ruhemessungen stärker ins Gewicht fällt, als bei dynamischen Aufzeichnungen, was verständlich erscheint, wenn man die relativ niedrigen Amplituden des Ruhe-EMG in Betracht zieht. Der Einfluss der Hautimpedanz, als weiterer Störfaktor bei der Darstellung interindividueller elektrischer Aktivitätsunterschiede, konnte aufgrund gründlicher Hautreinigung und Abtrocknung vor dem Positionieren der Elektroden, gering gehalten werden. Für die Gruppenvergleiche kann ein schwerwiegender Einfluss der genannten Faktoren weitgehend ausgeschlossen werden, wenn man davon ausgeht, dass Seitenunterschiede in der Hautbeschaffenheit minimal sind. Durch die Normierung mithilfe der Bestimmung der Asymmetrien sollten interindividuelle Verschiedenheiten dieser Art eliminiert werden.

6.2.2 Tagesperiodik

Der im Grundlagenteil beschriebene Einfluss tagesperiodischer Schwankungen des Muskeltonus und -aktivierung sollte gering gehalten werden. Alle Messungen fanden am Vormittag zwischen 8 und 13 Uhr statt. Des Weiteren wurden die Probanden informiert, dass am Tag der Messung noch keine Trainingseinheit stattgefunden haben sollte, da zu erwarten wäre, dass die Muskelgrundspannung direkt im Anschluss an eine Trainingseinheit erhöht ist.

6.2.3 Fehleranalyse für das O-EMG

Netzgrundrauschen

Der EMG – Verstärker und externe Spannungsquellen können das EMG-Signal stören. Vor Beginn der Messungen wurden deshalb alle Probanden gebeten alle vorhandenen elektrischen Geräte abzuschalten. Nicht für die Messungen nötige Apparate und der Computer des TTM wurden ausgeschaltet, um Interferenzen zu vermeiden. Das EMG-Gerät verfügt über einen Notch-Filter, welcher die vorrangig im Bereich von 50-60 Hz gelegenen Störsignale filtert. Artefakte externer Spannungsquellen sind durch ihre charakteristische Form meist mit bloßem Auge zu erkennen. War dies der Fall, wurde die Messung unterbrochen und versucht die Quelle der Störung zu finden und zu eliminieren. Die Elektroden wurden auf eine gute Positionierung auf der Haut überprüft, da eine unzureichende Haftung auf der Hautoberfläche zum verstärkten Einfangen externer Störsignale führen kann (Cram et al. 1998). Es kann demnach ein bedeutender Einfluss externer Artefakte auf die Ergebnisse dieser Studie weitestgehend ausgeschlossen werden.

Bewegungsartefakte der Elektroden

Während einer Muskelkontraktion verschieben sich Haut und Muskel gegeneinander, deshalb ändert sich während einer dynamischen Messung auch die Position der Elektrode zum Muskel. Außerdem ist vor allem bei endgradigen Bewegungen aufgrund starker Dehnung oder Faltenbildung der Haut eine Verschiebung der Elektrode auf der Hautoberfläche nicht auszuschließen. Dieses Artefakt ist im bearbeiteten EMG kaum zu erkennen. Zur Identifizierung jener Signale müsste das Roh-EMG herangezogen werden (Cram et al. 1998). Eine Reduzierung dieses Effektes kann durch das Elektrodengel erreicht werden, welches wie eine Art Puffer zwischen Haut und Elektrode wirkt. Andere Artefakte entstehen durch ruckartige Bewegungen der Elektrodenkabel. Bei der Positionierung der Elektroden wurde stets darauf geachtet, dass die Elektroden nicht unter starkem Zug von Seiten der Kabel stehen. Gegebenenfalls wurden die Kabel mit Klebeband auf der Haut befestigt.

Respirationsartefakt

Dieses Artefakt kann in dieser Studie weitgehend unbeachtet gelassen werden. Lediglich der M. serratus anterior und der M. sternocleidomastoideus zählen zur Atemhilfsmuskulatur, deren Aktivierung aber im vorliegenden Versuchsablauf nicht stattgefunden haben dürfte.

EKG - Artefakt

Es liegt nahe, dass das elektrische Signal, welches von der Herzaktivität ausgeht von den O-EMG-Elektroden registriert werden kann. Vor allem thoraxnahe O-EMG-Messungen waren in dieser Studie sichtbar von diesem Problem betroffen. So konnte elektrokardiografische Aktivität bei Messungen der Mm. rhomboidei, Mm. serrati und vereinzelt bei den Mm. recti abdominis, dem M. erector spinae, den Mm. trapezii und den Mm. sternocleidomastoidei mit dem bloßen Auge erkannt werden. In Abb. 37 ist beispielhaft eine Aufzeichnung zu sehen. Im Falle der Mm. recti abdominis und des M. erector spinae ist wohl eine Weiterleitung des EKG-Signals über die Aorta verantwortlich. Einige dynamische Aufzeichnungen der Mm. rhomboidei konnten aufgrund des starken Einflusses des Artefakts nicht ausgewertet werden. Besonders stark betroffen waren die Mm. serrati, bei denen die dynamischen Messungen aller Probanden nicht auswertbar waren (siehe Abb. 37). An diesem Beispiel wird auch die besondere Bedeutung dieses Störsignales für Seitenvergleiche deutlich. Im Ruhe-EMG des M. serratus war bei 40 von 41 Probanden eine stärkere Aktivierung der linken Seite zu verzeichnen. Dieses Phänomen, welches zu falschen asymmetrischen Werten führt, wird auch von Cram et al. (1998) beschrieben. Diese und weitere Autoren berichten, dass das EKG-Artefakt in nahezu allen Ableitungen der Rumpfmuskulatur zum Tragen kommt (Redfern et al. 1993, Cram et al. 1998). Der in anderen Studien aufgezeigte Einfluss auf Messungen der Schulter- und Nackenmuskulatur (Lu et al. 2009) und der Rückenmuskulatur (Hu et al. 2009) kann, wie oben beschrieben, ebenfalls bestätigt werden. Schlussfolgernd kann man also sagen, dass neben den offensichtlich stark gestörten Messungen der Mm. rhomboidei und Mm. serrati auch von einem verfälschendem Effekt des elektrokardiografischen Signals auf weitere Messungen dieser Studie auszugehen ist, dessen Anteil an den Messergebnissen allerdings unerkannt geblieben ist.

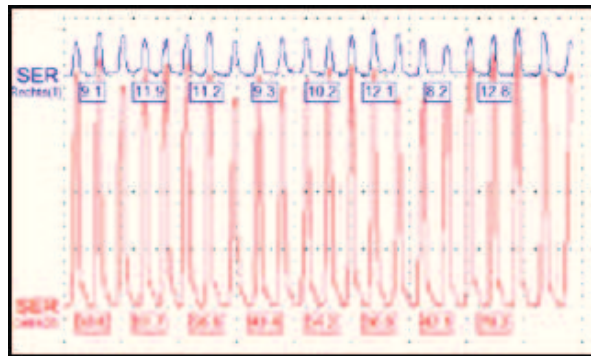


Abb. 37: EKG-Störsignal während einer Messung des M. serratus anterior

Bereits in einer vorangegangenen Studie am Institut für Physiotherapie der Uniklinik Jena, in der die Aktivierungsreihenfolge von an Bewegungstereotypen beteiligter Muskeln registriert werden sollte, wurde die Notwendigkeit einer Methode zur Eliminierung der Herzaktivität aus dem EMG-Signal erörtert. Hier wurde vermutet, dass das EKG zu einer falsch registrierten Aktivierungsreihenfolge der Muskeln führen kann (Schwarz 2012).

Es gibt verschiedene Lösungsansätze für dieses Problem. Da sich EKG-Signale im niederfrequenten Bereich befinden kann zum Beispiel über einen Hochpassfilter die EKG-Interferenz minimiert werden (Redfern et al. 1993, Cram et al. 1998). Wenn die sogenannte Cut-off Frequenz des Filters zu hoch gewählt wird gehen auch Teile des EMG-Signals verloren. Die Anforderung an einen guten Filter ist also die bestmögliche Eliminierung des EKG-Signals bei minimal nötiger Filterung der elektrischen Aktivität des Muskels. Redfern et al. (1993) führten eine Studie zur Eliminierung des EKG vom O-EMG-Signal verschiedener Rumpfmuskeln mithilfe von Hochpassfiltern durch und kamen zu dem Schluss, dass eine Cut-off Frequenz von 30 Hz optimal wäre. An der Universität Jena wurde eine Studie durchgeführt, in der ebenfalls eine frequenzbezogene Quantifizierung von Störungen durch das EKG und Bewegungen erfolgte. Anders et al. (1991) empfehlen in dieser Publikation eine untere Grenzfrequenz von 10 Hz, da oberhalb dieser Grenze der Anteil der Störsignale durch Bewegungsartefakte und P- bzw. T-Wellen des EKGs nur noch circa 10% des EMG-Signals ausmachen. Komplizierter verhält es sich mit dem QRS-Komplex, der schwierig mit einem passenden Filter eliminiert werden kann. Deshalb wird empfohlen nur EMG-Abschnitte ohne QRS-Komplexe zur

Auswertung heranzuziehen. Beim sogenannten „Gating“ wird ein Signalpegel eingestellt, bei dessen Überschreitung das Signal ausgeschnitten wird. Dabei gehen allerdings auch die Teile des EMG-Signals verloren, die vom QRS-Komplex überlagert werden (Lu et al. 2009). Eine weitere Methode ist die Subtraktion des QRS-Komplexes aus dem EMG-Signal nach vorheriger Ableitung und Mittelung desselben, welche aber eine relativ konstante Morphologie und Zeitabfolge voraussetzt (Lu et al. 2009). Drake und Callaghan (2006) führten einen Vergleich verschiedener Methoden zur EKG-Eliminierung aus dem O-EMG durch und kamen zu dem Schluss, dass der 30 Hz-Hochpassfilter und die „Template-Subtraktions-Methode“ die besten Ergebnisse lieferten. Ein wesentliches Problem ist, dass es starke interindividuelle Unterschiede in der Signalstärke der elektrokardiografischen Aktivität bei O-EMG-Messungen zu geben scheint. Es müsste also vor jeden einzelnen Probanden und für jeden Ableitungsbereich ein individueller Filter festgelegt werden. Deswegen sind in der aktuellen Literatur auch wesentlich kompliziertere Methoden zu finden wie zum Beispiel die „Independent component analysis“ (Mak et al. 2010) oder verschiedene adaptive Filter, die auf dynamische Veränderungen des EMG-Signals und des Artefakts eingehen und eine Überlappung beider erlauben (Lu et al. 2009). Eine Einigung, welches die optimale Lösung zur Ausblendung der Herzaktivität darstellt, scheint noch nicht gefunden zu sein.

Cross-talk

Eine teilweise sehr einflussreiche Fehlerquelle ist der sogenannte „cross-talk“. Besonders wenn ein Nachbarmuskel eine ähnliche Funktion ausübt, ist mit Störungen dieser Art zu rechnen. Verständlicherweise ist der Effekt bei dynamischen Messungen stark ausgeprägt, während er bei Ruhemessungen fast zu vernachlässigen ist (Cram et al. 1998). Es wird vermutet, dass es während dieser Studie zu einem erheblichen „cross-talk“ durch den M. trapezius bei den Aufzeichnungen des M. rhomboideus major gekommen ist. Der größte Teil des M. rhomboideus major liegt unter dem M. trapezius ascendens verborgen und nur ein kleiner Bereich ist für das O-EMG direkt zugänglich. Die Pars transversa des M. trapezius liegt zwar etwas weiter vom Messpunkt entfernt, wirkt aber agonistisch bei der in der Studie praktizierten isometrischen Testung (Zusammenziehen der Schulterblätter). Ein alternativer spezifischer

Test für die isometrische Kontraktion des M. rhomboideus könnte deshalb das Anheben der in das Kreuz gestützten Hände darstellen (Perotto et al. 2005). Bei den Aufzeichnungen des M. tensor fasciae latae könnte es zu Interferenzen von Seiten des M. rectus femoris gekommen sein, vor allem weil diese beiden Muskeln synergistisch bei der durchgeführten Flexion im Hüftgelenk wirken. Bei untrainierten Personen kann es zusätzlich zu Schwierigkeiten bei der exakten Elektrodenposition kommen, welche sich in dieser Studie allerdings nicht zeigten, da der Muskelbauch des M. tensor fasciae latae bei den Athleten sehr gut vom M. rectus femoris zu unterscheiden war. Deshalb kann man davon ausgehen, dass der „cross-talk“ an dieser Stelle so gering wie möglich gehalten werden konnte. Als sehr anfällig gegenüber „cross-talk“ aufgrund der anatomischen Gegebenheiten kann der M. serratus anterior bezeichnet werden. So war es selbst bei dem meist gut ausgebildeten Muskelprofil der Probanden in dieser Studie oft schwierig den Muskel von seinen Nachbarmuskeln abzugrenzen. Hierbei handelt es sich um den M. pectoralis major, den M. obliquus externus abdominis und die Vorderkante des M. latissimus dorsi. Bei der isometrischen Messung ist es höchstwahrscheinlich oftmals zu einer gleichzeitigen Kontraktion des M. pectoralis gekommen, weshalb von einer starken Kontaminierung dieser Messungen ausgegangen werden muss.

Unregelmäßigkeiten bei den Bewegungsabläufen und der Elektrodenpositionierung

Es ist nicht auszuschließen, dass Variationen der Körperhaltung oder des Bewegungsablaufes zu unterschiedlichen Messergebnissen in den je drei Einzelmessungen geführt haben. Deshalb wurde genau beobachtet, ob die Bewegungen gleichförmig während der drei Wiederholungen durchgeführt wurden. Hier spielt natürlich auch die Motivation der Probanden eine Rolle. Die sehr guten Ergebnisse der Reliabilitätsbestimmungen der Rohwerte zeigen jedoch, dass Abweichungen, wenn vorhanden, minimal sind und die gewählten Bewegungsabläufe gut reproduzierbar sind.

Während der isometrischen Kontraktionen des M. deltoideus, M. tensor fasciae latae und M. gluteus maximus wurde ein Widerstand durch den Untersucher gegeben. An dieser Stelle ist eine entscheidende Fehlerquelle im Bereich der Bewegungsabläufe zu finden, da dieser Widerstand im Einzelfall möglicherweise nicht maximal gewesen ist und im Allgemeinen auch nicht

quantifizierbar ist. Um diesen Fehler zu vermeiden und den Widerstand zu standardisieren, müsste man die isometrischen Kontraktionen an einem medizinischen Trainingsgerät durchführen, bei welchem der Widerstand festgelegt werden kann.

Es ist eine bestimmte Varianz bei der Festlegung der Messpunkte am Probanden als Fehlerquelle einzukalkulieren. Es wird davon ausgegangen, dass nicht immer exakt identische Oberflächenpunkte bei allen Probanden ausgewählt wurden und dadurch eventuelle Unterschiede in den Messergebnissen zustande kamen.

6.2.4 Fehleranalyse für das TTM

Eine entscheidende Frage bei der Interpretation der Ergebnisse des TTM ist, wie hoch der Anteil von Gewebeschichten zwischen Muskel und Messgerät am Messergebnis ist. Ivarinen et al. (2011 und 2013) führten Studien mit einem dem TTM ähnlichem Gerät durch und kamen zu dem Schluss, dass Unterschiede der Hautelastizität die Eindringtiefe am meisten beeinflussen, weniger das darunter liegende Fettgewebe und der Muskel selber. Da der Muskeltonus unter Ruhebedingungen erwartungsgemäß relativ gering sein sollte, kann man vermuten, dass in diesem Fall interindividuelle Unterschiede des Haut- und Bindegewebes sehr stark ins Gewicht fallen. Eventuell verhält es sich anders bei Messungen während einer Muskelkontraktion. Zu erwarten wäre ein prozentual höherer Anteil des Muskels an der Gesamtgewebespannung. Literatur wurde zu diesem Thema nicht gefunden. Es besteht in diesem Bereich sicherlich noch Erforschungsbedarf.

Zur korrekten Anwendung des TTM muss der Messkopf im rechten Winkel zur Messoberfläche appliziert werden. Sind deshalb Fehler bei der Anwendung eines Ungeübten zu erwarten? In einer Studie zum Myotonometer, welches dem Funktionsprinzip des TTM ähnelt, hatten Anfängerbenutzer sehr hohe Intra- und Inter-Rater-Reliabilitäten (Aarstad et al. 2004). Ähnliche Ergebnisse konnten bereits Leonard et al. (2003) nachweisen. Mit einer Vorgängerstudie zum TTM am Modell wurde die Interrater-Reliabilität bestimmt, die jedoch im nicht ausreichenden Bereich lag. Anders verhielt es sich mit der Intrasession-Reliabilität, die mit einem Rater bestimmt wurde. Hier lag der ICC mit 0,76 im zufriedenstellenden Bereich (Zschiegner 2013). Eine weitere Studie zum TTM,

die an Probanden durchgeführt wurde, konnte eine Intrasession-Reliabilität von 0,75 bis 0,93 verzeichnen (Schwarz 2014). Diese Werte schließen allerdings nicht aus, dass es bei den Messungen durch einen Rater zu systematischen Messfehlern gekommen ist. Auch in der erwähnten Studie wird eine Abweichung vom festgelegten Messwinkel nicht ausgeschlossen. Unklar ist weiterhin, ob die Schnelligkeit des applizierten Druckes einen Einfluss auf die Messergebnisse hat. Schwarz (2014) schlägt aufgrund seiner Ergebnisse vor, Mehrfachmessungen mit anschließender Mittelwertberechnung durchzuführen, um die Reliabilität zu erhöhen, denn die „Overall-Reliabilitäten“ über drei Messungen waren besser als die Einzel-Reliabilitäten. Dies wurde in der vorliegenden Studie entsprechend gehandhabt, sodass von einer ausreichenden Reliabilität der Messungen mit dem TTM ausgegangen werden kann. Im Zusammenhang mit Mehrfachmessungen ist allerdings über einer daraus resultierenden Veränderung des lokalen Muskeltonus nachzudenken. Es ist denkbar, dass der Stempel des Messkopfes einen massierenden oder aber einen verhärtenden Effekt auf das darunter liegende Muskelgewebe gehabt hat.

Wie bereits in der Studie von Zschiegner (2013) angemerkt, kam es auch in dieser Studie an einigen Messterminen zu gehäuften evident fehlerhaften Messungen mit ungleichmäßigen, negativen oder rückwärts verlaufenden Kurvenverläufen bis hin zur Darstellung vom Messkurven ohne dass die Messung gestartet wurde. Da dies besonders nach längerer Nutzung des Gerätes auftrat, kann die Vermutung, dass es sich um eine Überlastung des Gerätes handelt (Zschiegner 2013), unterstützt werden. Es wurde versucht durch Wiederholung der fehlerhaften Messungen relativ gleichmäßige Kurvenverläufe zu erhalten, was allerdings nicht immer möglich war, da an einigen Stellen die Störungen so stark und anhaltend waren, dass der Zeitaufwand der Messungen und die zumutbare Belastung für die Probanden den Rahmen gesprengt hätten. Einige Messungen dieser Studie wurden sogar ausgeschlossen, da es nicht gelungen war annehmbare Messkurven zu erstellen.

6.2.5 Ausblick für die Gewebespannungsmessung

Die Gewebespannungsmessung mithilfe des TTM und ähnlicher Geräte hat entscheidende Vorteile gegenüber der Beurteilung des Muskeltonus mithilfe manueller Muskeltests. Sie ist unabhängig von der Kraft des Untersuchers und könnte objektivierbare Messwerte, auch im Hinblick auf die Dokumentation von Behandlungsverläufen, liefern. Außerdem erlaubt es Messungen im Ruhezustand, was die Untersuchung des Patienten mit Schmerzen oder eingeschränkter Gelenkbeweglichkeit erleichtern würde (Leonard et al. 2003). Der Nachteil solcher Messmethoden liegt darin, dass tief gelegene Muskeln nicht erfasst werden können. Für den klinischen Alltag scheint das TTM im Moment noch nicht geeignet zu sein. Dies liegt vor allem daran, dass es keine Interpretationsvorschriften für die Messergebnisse gibt. Welche Werte könnten als erhöhte Gewebespannung gedeutet werden? In welchem Bereich besteht Behandlungsbedarf? Es ist zu empfehlen zur Beantwortung dieser Fragen weitere Studien durchzuführen. Weiterhin ist die Entwicklung standardisierter Messbedingungen (Körperposition des Patienten, Messpunkte auf den Muskeln) nötig. Wenn es gelingen würde, solche Standardprotokolle zu entwickeln und die zeitweise beobachtete Störanfälligkeit des Gerätes behoben würde, dann ist ein Einsatz des Gerätes bei der Objektivierung von manuellen Untersuchungsergebnissen denkbar.

Eine vielversprechende alternative Methode zur Gewebespannungsmessung stellt zur Zeit die Ultraschall-Elastographie dar. Auch bei dieser Methode wird die Gewebeverschiebung als Antwort auf eine Kraftapplikation gemessen. Die Messung dieser Gewebeverschiebung erfolgt jedoch mit einem Ultraschallgerät, weshalb die einzelnen Gewebeschichten getrennt bewertet werden können. Dies könnte Vorteile bei der Beurteilung der Gewebespannung liefern. In der Literatur sind im Moment mehrere Varianten der Methode zu finden, sowohl im A-Modus der Sonographie (Makhsous et al. 2008), als auch im B-Modus (Drakonaki et al. 2012, Chino et al. 2012). Auch an dieser Stelle gibt es noch Bedarf an aussagekräftigen Studien zur Anwendung im Bereich des muskuloskelettalen Systems und zur Standardisierung des Messgerätes.

7. Schlussfolgerungen

Das O-EMG und die in dieser Studie gewählten simplen Bewegungsabläufe haben eine zufriedenstellende Reliabilität. Schwierigkeiten gab es bei den O-EMG-Aufzeichnungen des M. serratus anterior und des M. rhomboideus major, die aufgrund von EKG-Überlagerung und Cross-talk wenig geeignet für verlässliche Messergebnisse scheinen. Aufgrund des generell störenden Einflusses elektrokardiografischer Signale ist die Erarbeitung einer entsprechenden Technik zur Reduzierung des Störsignals wünschenswert. Auch Spitzenwerte sind neben den Mittelwerten ausreichend reliabel, um sie für die Bewertung der Muskelleistung heranzuziehen.

Es konnte in dieser Studie keine Übereinstimmung der klinischen Untersuchung durch einen Sportarzt mit dem O-EMG gefunden werden. Zum einen wird eine mangelnde Vergleichbarkeit der Ergebnisse vermutet, zum anderen ist die fehlende Übereinstimmung auch der oftmals in der Literatur beschriebenen nicht ausreichenden Reliabilität und Objektivität aller klinischen Bewertungsmethoden geschuldet. Gerade weil dies so ist, zeigt sich die Notwendigkeit der Entwicklung objektiver Messverfahren. Die Festlegung von Grenzwerten für signifikante Seitenunterschiede im Ruhe-EMG erweist sich schwierig.

Die Gewebespannungsmessung mit dem TTM kann, basierend auf den Ergebnissen dieser Studie, nicht als ein Maß für die Muskelaktivierung verwendet werden. Es ist zu vermuten, dass das TTM weniger geeignet ist, Unterschiede im Ruhemuskeltonus zu detektieren, als jene im angespannten Zustand. Folgende Studien könnten sich mit der Erforschung des TTM unter Bedingungen der aktiven Muskelanspannung beschäftigen. Für die Ruhetonusbestimmung wäre hingegen über eine Erhöhung der applizierten Kraft nachzudenken. Ein Problem findet sich in der Störanfälligkeit des TTM – Gerätes, was wahrscheinlich auch entscheidend dazu beigetragen hat, dass keine Korrelation mit dem Ruhe-EMG verzeichnet wurde.

Die Prozentasymmetrie als Normierungsmethode für Studien mit dem O-EMG stellt ein reliables und gut praktikables Verfahren dar. Es ist die simultane Durchführung der Bewegungen rechts und links zu empfehlen, da sie sich günstig auf die Wiederholbarkeit der Prozentdifferenzen auswirkt.

Für die in dieser Studie gewählten Bewegungsabläufe des M. gluteus maximus und der dynamischen Kontraktion des M. erector spinae bietet sich die Überprüfung von Alternativen für weitere Studien an, um eine optimale Verlässlichkeit der Methode zu gewährleisten.

Es ist nicht gelungen mit dem für diese Studie verfügbarem Probandenumfang aussagekräftige, signifikante Seiten- und Gruppenunterschiede mithilfe des O-EMG darstellen zu können. Es lassen sich lediglich einige Rückschlüsse auf bestimmte Tendenzen ziehen. Auch vermeintlich seitenausgeglichene Sportarten wie der Triathlon scheinen bedeutende Asymmetrien im Muskelprofil aufzuweisen. Dies ist deshalb von sportmedizinischer und trainingswissenschaftlicher Bedeutung, weil auch in diesen Sportarten während klinischer Untersuchungen und bei der Erstellung von Trainingsprogrammen ein Augenmerk auf auffällige Seitendifferenzen der Muskeln gelegt werden sollte und diese möglichst mittels Einführung spezifischer Präventionsprogramme ausgeglichen werden sollten. Der Ruhemuskeltonus im O-EMG des M. trapezius, des M. sternocleidomastoideus und des M. erector spinae der vier Sportarten unterscheidet sich wider der Erwartungen nicht signifikant von den Referenzwerten, welche von Cram et al. (1998) publiziert wurden.

II Literatur- und Quellenverzeichnis

- Aarrestad DD, Williams MD, Fehrer SC, Mikhailenok E, Leonard CT. 2004. Intra- and interrater reliabilities of the Myotonometer when assessing the spastic condition of children with cerebral palsy. *J Child Neurol*, 19(11): 894-901.
- Anders C, Schumann NP, Scholle HC, Witte H, Zwiener U. 1991. Quantifizierung von Artefakten im Oberflächen-EMG zur Validisierung der unteren Grenzfrequenz bei klinisch-physiologischen Untersuchungen. *Z EEG-EMG* 22(1): 40-4.
- Antonio J, Gonyea WJ. 1993. Skeletal muscle fiber hyperplasia. *Med Sci Sports Exerc*, 25(12): 1333-45.
- Appell HJ, Forsberg S, Hollmann W. 1988. Satellite cell activation in human skeletal muscle after training: evidence for muscle fiber neoformation. *Int J Sports Med*, 9(4): 297-9.
- Arokoski JP, Surakka J, Ojala T, Kolari P, Jurvelin JS. 2005. Feasibility of the use of a novel soft tissue stiffness meter. *Physiol Meas*, 26(3): 215-28.
- Atkinson G, Nevill AM. 2001. Selected issues in the design and analysis of sport performance research. *J Sports Sci*, 19(10): 811-27.
- Basmajian JV. 1978. *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. vierte Auflage. Baltimore: The Williams & Wilkins Company.
- Bolgla LA, Uhl TL. 2007. Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *J Electromyogr Kinesiol*, 17(1): 102-11.
- Bortz J, Döring N. 1995. *Forschungsmethoden und Evaluation*. Zweite Auflage. Berlin: Springer.
- Bortz J. 1999. *Statistik für Sozialwissenschaftler*. Fünfte Auflage. Berlin: Springer.
- Bortz J, Lienert GA, Boehnke K. 2008. *Verteilungsfreie Methoden in der Biostatistik*. dritte Auflage. Heidelberg: Springer Verlag.

Britton T. 2004. Abnormalities of muscle tone and movement. In: Stokes M, Hrsg. Physical Management in Neurological Rehabilitation. Zweite Aufl. Edinburgh London New York Oxford Philadelphia St Lewis Sydney Toronto: Elsevier Mosby, 47-56.

Buchmann J, Blümel G, Bayer L. 2007. Objektivierbare apparative Messung der Gewebespannung mittels Tissue Tensiometer (TTM) – Vergleich mit dem TTM in Triggerpunkt- und Referenzzonen bei Triggerpunktassoziierten Schmerzsyndromen des Bewegungssystems- eine Pilotstudie. Manuelle Medizin, 45: 191-4.

Buchmann J, Neustadt B, Buchmann-Barthel K, Rudolph S, Klauer T, Reis O, Smolenski U, Buchmann H, Wagner KF, Haessler F. 2014. Objective measurement of tissue tension in myofascial trigger point areas before and during the administration of anesthesia with complete blocking of neuromuscular transmission. Clin J Pain, 30(3): 191-8.

Burnett A, Green J, Netto K, Rodrigues J. 2007. Examination of EMG normalisation methods for the study of the posterior and posterolateral neck muscles in healthy controls. J Electromyogr Kinesiol, 17(5): 635-41.

Chino K, Akagi R, Dohi M, Fukashiro S, Takahashi H. 2012. Reliability and validity of quantifying absolute muscle hardness using ultrasound elastography. PLoS One, 7(9) : e45764.

Cram JR, Engstrom D. 1986. Patterns of neuromuscular activity in pain and non-pain patients. Clin Biofeedback Health, 9: 106-16.

Cram JR, Kasman GS, Holtz J. 1998. Introduction to Surface Electromyography. Gaithersburg, Maryland: Aspen Publishers, Inc.

de Araújo RC, Tucci HT, de Andrade R, Martins J, Bevilacqua-Grossi D, de Oliveira AS. 2009. Reliability of electromyographic amplitude values of the upper limb muscles during closed kinetic chain exercises with stable and unstable surfaces. J Electromyogr Kinesiol, 19(4): 685-94.

De Luca CJ. 1978. Towards understanding the EMG signal. In: Basmajian JV, Hrsg. Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography. vierte Auflage. Baltimore: The Williams & Wilkins Company, 53-78.

Diridollou S, Black D, Lagarde JM, Gall Y, Berson M, Vabre U, Patat F, Vaillant L. 2000. Sex-and site-dependent variations in the thickness and mechanical properties of human skin in vivo. *Int J Cosmet Sci*, 22(6): 421-35.

Donaldson S, Donaldson M. 1990. Multi-Channel EMG Assessment and Treatment Techniques. In: Cram JR, Hrsg. *Clinical EMG for Surface Recordings*. Nevada City, California: Clinical Resources, 143-73.

Donaldson S, Skubick D, Clasby R, Cram J. 1994. The evaluation of trigger-point activity using dynamic EMG techniques. *Am J Pain Manage*, 4: 118-22.

Drake JD, Callaghan JP. 2006. Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: An evaluation of currently used removal techniques. *J Electromyogr Kinesiol*, 16 (2): 175-87.

Drakonaki EE, Allen GM, Wilson DJ. 2012. Ultrasound elastography for musculoskeletal applications. *Br J Radiol*, 85(1019): 1435-45.

Firooz A, Sadr B, Babakoohi S, Sarraf-Yazdy M, Fanian F, Kazerouni-Timsar A, Nassiri-Kashani M, Naghizadeh MM, Dowlati Y. 2012. Variation of biophysical parameters of the skin with age, gender, and body region. *ScientificWorldJournal*, 2012: 386936.

Fischer AA. 1987. Tissue compliance meter for objective, quantitative documentation of soft tissue consistency and pathology. *Arch Phys Med Rehabil*, 68(2): 122-5.

Freiwald J, Engelhardt M, Reuter I. 2000. Neuromuskuläre Dysbalancen in Medizin und Sport. Ursachen, Einordnung und Behandlung. In: Zichner L, Engelhardt M, Freiwald J, Hrsg. *Neuromuskuläre Dysbalancen*. Vierte Auflage. Nürnberg: Novartis Pharma Verlag, 165-93.

Freriks B, Hermens HJ, Disselhorst-Klug C, Rau G. 1999. The Recommendations for Sensors and Sensor Placement Procedures for Surface ElectroMyoGraphy. In: Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg GG, Hrsg. *SENIAM 8 – European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy*. Enschede: Roessingh Research and Development b.v., 13-54.

Glasauer GJ. 2003. Koordinationstraining im Basketball : von Ressourcen über Anforderungen zu Kompetenzen. Hamburg: Kovač.

Greve W, Wentura D. 1997. Wissenschaftliche Beobachtung: Eine Einführung. Weinheim: PVU/Beltz.

Gubler-Hanna C, Laskin J, Marx BJ, Leonard CT. 2007. Construct validity of myotonometric measurements of muscle compliance as a measure of strength. *Physiol Meas*, 28(8): 913-24.

Hagedorn G, Niedlich D, Schmidt GJ, Hrsg. 1996. Das Basketball-Handbuch: offizielles Lehrbuch des Deutschen Basketball Bundes. Reinbek bei Hamburg: Rowohlt.

Haneline MT, Young M. 2009. A review of intraexaminer and interexaminer reliability of static spinal palpation: a literature synthesis. *J Manipulative Physiol Ther*, 32(5): 379-86.

Hemingway MA, Biedermann HJ, Inglis J. 1995. Electromyographic recordings of paraspinal muscles: variations related to subcutaneous tissue thickness. *Biofeedback Self Regul*, 20(1): 39-49.

Henneman E. 1985. The size-principle: a deterministic output emerges from a set of probabilistic connections. *J Exp Biol*, 115: 105-12.

Hollmann W, Strüder HK. 2009. Sportmedizin: Grundlagen für körperliche Aktivität, Training und Präventivmedizin. fünfte Auflage. Stuttgart: Schattauer.

Holmgren U, Waling K. 2008. Inter-examiner reliability of four static palpation tests used for assessing pelvic dysfunction. *Man Ther*, 13(1): 50-6.

Horikawa M, Ebihara S, Sakai F, Akyama M. 1993. Non-invasive measurement method for hardness in muscular tissues. *Med & Biol Eng & Comput*, 31(6): 623-7.

Hu Y, Mak JN, Luk KD. 2009. Effect of electrocardiographic contamination on surface electromyography assessment of back muscles. *J Electromyogr Kinesiol*, 19 (1): 145-56.

- Iivarinen JT, Korhonen RK, Julkunen P, Jurvelin JS. 2011. Experimental and computational analysis of soft tissue stiffness in forearm using a manual indentation device. *Med Eng Phys*, 33(10): 1245-53.
- Iivarinen JT, Korhonen RK, Jurvelin JS. 2013. Experimental and numerical analysis of soft tissue stiffness measurement using manual indentation device - significance of indentation geometry and soft tissue thickness. *Skin Res Technol*, 2013 Nov 23 doi: 10.1111/srt.12125 [Epub ahead of print].
- Ishikawa T, Ishikawa O, Miyachi Y. 1995. Measurement of skin elastic properties with a new suction device (I): Relationship to age, sex and the degree of obesity in normal individuals. *J Dermatol*, 22(10): 713-7.
- Kasman GS, Cram JR, Wolf SL, Barton L. 1998. Clinical applications in surface electromyography : chronic musculoskeletal pain. Gaithersburg, Md : Aspen.
- Kollmitzer J, Ebenbichler GR, Kopf A. 1999. Reliability of surface electromyographic measurements. *Clin Neurophysiol*, 110(4): 725-34.
- Konrad P. 2005. EMG-Fibel. Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyografie. Köln: Velamed Medizintechnik GmbH.
- Kovac C, Krapf M, Ettlin T, Mennet P, Stratz T, Müller W. 1994. Nachweismethoden von Tonusveränderungen der Muskulatur. *Z Rheumatol* 53: 26-36.
- Kraft GH, Johnson EW, LaBan MM. Arch 1968. The fibrositis syndrome. *Phys Med Rehabil*, 49(3): 155-62.
- Krivickas LS, Suh D, Wilkins J, Hughes VA, Roubenoff R, Frontera WR. 2001. Age- and gender- related differences in maximum shortening velocity of skeletal muscle fibers. *Am J Phys Med Rehabil*, 80(6): 447-55.
- Larivière C, Arsenault AB. 2008. On the use of EMG-ratios to assess the coordination of back muscles. *Clin Biomech*, 23(10): 1209-19.
- Latash ML. 2008. Neurophysiological basis of movement. 2. Auflage. Champaign: Human Kinetics.

Laube W, Müller K. 2004. Der passive Muskeltonus als biophysikalische und der aktive Muskeltonus als neurophysiologische Zustandsgröße aus physiologischer und pathophysiologischer Sicht – Nach einem Vortrag auf dem 5. Mitteldeutschen Symposium Physikalische & Rehabilitative Medizin, Halle 21.-22.04.2001. Österr Z Phys Med Rehabil 14 (1): 10-28.

Lawrence JH, De Luca CJ. 1983. Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. J Appl Physiol, 54(6): 1653-9.

Leonard CT, Deshner WP, Romo JW, Suoja ES, Fehrer SC, Mikhailenok EL. 2003. Myotonometer intra- and interrater reliabilities. Arch Phys Med Rehabil, 84(6): 928-32.

Leonard CT, Brown JS, Price TR, Queen SA, Mikhailenok EL. 2004. Comparison of surface electromyography and myotonometric measurements during voluntary isometric contractions. J Electromyogr Kinesiol, 14(6): 709-14.

Lippold OC. 1952. The relation between integrated action potentials in human muscle and its isometric tension. J Physiol, 117(4): 492-9.

Lu G, Brittain JS, Holland P, Yianni J, Green AL, Stein JF, Aziz TZ, Wang S. 2009. Removing ECG noise from surface EMG signals using adaptive filtering. Neurosci Lett, 462 (1): 14-9.

MacDougall JD, Sale DG, Alway SE, Sutton JR. 1984. Muscle fiber number in biceps brachii in bodybuilders and control subjects. J Appl Physiol, 57(5): 1399-403.

Mak JN, Hu Y, Luk KD. 2010. An automated ECG-artefact removal method for trunk muscle surface EMG recordings. Med Eng Phys, 32 (8): 840-8.

Makhsous M, Venkatasubramanian G, Chawla A, Pathak Y, Priebe M, Rymer WZ, Lin F. 2008. Investigation of soft-tissue stiffness alteration in denervated human tissue using an ultrasound indentation system. J Spinal Cord Med. 2008, 31(1): 88-96.

Markworth P. 2009. Sportmedizin: Physiologische Grundlagen. 23te Auflage. Reinbek bei Hamburg: Rowohlt-Taschenbuch-Verlag.

- Maton B. 1976. Motor unit differentiation and integrated surface EMG in voluntary isometric contraction. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 35(2): 149-57.
- Mitchell JH, Haskell W, Snell P, Van Camp SP. 2005. Task Force 8: classification of sports. *J Am Coll Cardiol* 45(8): 1364-7.
- Nachtigall C, Wirtz MA. 2013. Wahrscheinlichkeitsrechnung und Inferenzstatistik. sechste Auflage. Weinheim: Beltz Juventa.
- Netto KJ, Burnett AF. 2006. Reliability of normalisation methods for EMG analysis of neck muscles. *Work*, 26(2): 123-30.
- Neumann G. 2000. Zur Begriffsbestimmung muskulärer Dybalancen. In: Zichner L, Engelhardt M, Freiwald J, Hrsg. Neuromuskuläre Dysbalancen. Vierte Auflage. Nürnberg: Novartis Pharma Verlag, 9-23.
- Norcross MF, Blackburn JT, Goerger BM. 2010. Reliability and interpretation of single leg stance and maximum voluntary isometric contraction methods of electromyography normalization. *J Electromyogr Kinesiol*, 20(3): 420-5.
- Nordander C, Willner J, Hansson GA, Larsson B, Unge J, Granquist L, Skerfving S. 2003. Influence of subcutaneous fat layer, as measured by ultrasound, skinfold calipers and BMI, on the EMG amplitude. *Eur J Appl Physiol*, 89 (6): 514-9.
- Noreau L, Vachon J. 1998. Comparison of three methods to assess muscular strength in individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord*, 36(10): 716-23.
- Oddsson LI, De Luca CJ. 2003. Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain. *J Appl Physiol*, 94(4): 1410-20.
- Pahlke U. 1999. Muskelgewebe. In: Badtke G, Hrsg. Lehrbuch der Sportmedizin. Vierte Auflage. Heidelberg, Leipzig: Barth, 19-70.
- Perotto A, Delagi EF, Iazzetti J, Morrison D. 2005. Anatomical guide for the electromyographer : the limbs and trunk. vierte Auflage. Springfield, IL : Charles C Thomas.
- Perry J, Bekey GA. 1981. EMG-force relationships in skeletal muscle. *Crit Rev Biomed Eng*, 7(1): 1-22.

Perry J, Schmidt Easterday C, Antonelli DJ. 1981. Surface Versus Intramuscular Electrodes for Electromyography of Superficial and Deep Muscles. *Phys Ther*, 61 (1): 7-15.

Rainoldi A, Readi NG, Rosso V, Vieira TMM. 2014. High-density surface EMG reveals an asymmetric pattern of activation of the erector spinae muscle during indoor rowing. In: Merletti R, Botter A, Vieira TMM, Hrsg. *Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria Torino – Annual Report*. Torino: 36-37.

Redfern M, Hughes R, Chaffin D. 1993. High-pass filtering to remove electrocardiographic interference from torso EMG recordings. *Clin Biomech*, 8 (1): 44-8.

Russell B, Dix DJ, Haller DL, Jacobs-El J. 1992. Repair of injured skeletal muscle: a molecular approach. *Med Sci Sports Exerc*, 24(2): 189-96.

Schlittgen R. 2009. *Multivariate Statistik*. München: Oldenbourg.

Schünke M. 2000. *Topographie und Funktion des Bewegungssystems: funktionelle Anatomie*. Stuttgart: Thieme.

Schwarz A. 2012. *Die Validierung von Bewegungstereotypen mittels EMG-Polygrafie bei gesunden Probanden [Dissertation]*. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.

Schwarz N. 2014. *Untersuchung zur Reliabilität des Spineliners® und des Tissue-Tensiometers® bei der Muskeltonusmessung [Dissertation]*. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.

Seitz AL, Uhl TL. 2012. Reliability and minimal detectable change in scapulothoracic neuromuscular activity. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(6): 968-74.

Simons DG, Travell JG, Simons LS. 2002. *Handbuch der Muskel-Triggerpunkte Band 1 - Obere Extremität, Kopf und Thorax. Zweite Auflage*. München: Urban & Fischer.

„SinfoMed-EMG“- Software. 2008. *Theoretische Einführung in den Umgang mit dem Oberflächen-EMG*. SinfoMed GmbH.

„SinfoMed- EMG“- Software. 2010. *Bedienungsanleitung*. SinfoMed GmbH.

Smolenski UC. 2003. Die Bedeutung der Manuellen Medizin für die Physikalische Medizin und Rehabilitation. In: Neumann HD, Hrsg. Manuelle Medizin. Sechste Auflage. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag.

Solomonow M, Baratta R, Bernardi M, Zhou B, Lu Y, Zhou M, Acierno S. 1994. Surface and wire EMG crosstalk in neighbouring muscles. J Electromyogr Kinesiol, 4(3): 131-42.

Stepp CE, Heaton JT, Braden MN, Jetté ME, Stadelman-Cohen TK, Hillman RE. 2011. Comparison of neck tension palpation rating systems with surface electromyographic and acoustic measures in vocal hyperfunction. J Voice, 25(1): 67-75.

Sugihara T, Ohura T, Homma K, Igawa HH. 1991. The extensibility in human skin: variation according to age and site. Br J Plast Surg, 44(6): 418-22.

Tillmann B. 2009. Muskeltrainer. Heidelberg: Springer.

Tittel K. 2012. Beschreibende und funktionelle Anatomie. 15te Auflage. München: Kiener.

Toutenburg H, Knöfel P. 2009. Six Sigma : Methoden und Statistik für die Praxis. Zweite Auflage. Berlin: Springer.

Vain A, Kauppila R, Humal LH, Vuori E. 1992. Grading rigor mortis with myotonometry – a new possibility to estimate time of death. Forensic Sci Int, 56(2): 147-50.

Weineck J. 2008. Sportanatomie. achtzehnte Auflage. Balingen: Spitta.

Weineck J. 2010. Sportbiologie. zehnte Auflage. Balingen: Spitta.

Williams II RL, Ji W, Howell JN, Conatser Jr RR. 2007. In Vivo Measurement of Human Tissue Compliance [Paper]. Seattle, Washington: SAE Digital Human Modeling Conference.

Woods JJ, Bigland-Ritchie B. 1983. Linear and non-linear surface EMG/force relationships in human muscles. An anatomical/functional argument for the existence of both. Am J Phys Med, 62(6): 287-99.

Ylinen J, Teittinen I, Kainulainen V, Kautiainen H, Vehmaskoski K, Häkkinen A. 2006. Repeatability of a computerized muscle tonometer and the effect of tissue thickness on the estimation of muscle tone. *Physiol Meas*, 27(9): 787-96.

Yu F, Hedström M, Christea A, Dalén N, Larsson L. 2007. Effects of ageing and gender on contractile properties in human skeletal muscle and single fibres. *Acta Physiol (Oxf)*, 190(3): 229-41.

Zschiegner A-M. 2013. "Tissue-Tensiometer" und "Spinelineer"- Untersuchung der Objektivität und Reliabilität am Modell [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.

III Anhang

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1 :	Monitor mit der Aufzeichnung eines EMG-Signals während einer isometrischen Kontraktion.....	16
Abb. 2 :	Klassifikation der Sportarten nach statischen und dynamischen Komponenten (aus Mitchell et al. 2005, S.1366).....	23
Abb. 3 :	Probandenanzahl.....	31
Abb. 4 :	„SinfoMed – EMG“ (aus „SinfoMed-EMG“-Software Bedienungsanleitung 2010, Frontblatt und S. 8).....	32
Abb. 5 :	Tissue-Tensiometer (aus Schwarz 2014, S.36).....	34
Abb. 6 :	Funktionsprinzip des TTM-Stempels und aus der Messung gewonnene Weg-Kraft-Kennlinie (aus Buchmann et al. 2007, S.192).....	34
Abb. 7 :	Screenshot TTM-Software mit Ergebnisdarstellung (aus Schwarz 2014, S.40).....	34
Abb. 8 :	Versuchsablauf.....	36
Abb. 9 :	Elektrodenposition 1 (aus Schwarz 2012, S.30, verändert).....	39
Abb. 10 :	Elektrodenposition 2 (aus Schwarz 2012, S.31, verändert).....	39
Abb. 11 :	Elektrodenposition 3 (aus Freriks et al. 1999, S. 27, verändert).....	40
Abb. 12 :	Elektrodenposition 4 (aus Freriks et al. 1999, S. 31, verändert).....	40
Abb. 13 :	Elektrodenposition 5 (aus Freriks et al. 1999, S. 40, verändert).....	40
Abb. 14 :	Elektrodenposition 6 (aus Freriks et al. 1999, S. 34, verändert).....	40
Abb. 15 :	Elektrodenposition 7 (aus Freriks et al. 1999, S. 42, verändert).....	40
Abb. 16 :	Überführung der Ruhe-EMG-Werte in nominale Daten.....	42
Abb. 17 :	Reliabilitäten der Prozentasymmetrie im isometrischen O-EMG	54
Abb. 18 :	Reliabilitäten der Prozentasymmetrie im dynamischen O-EMG	54
Abb. 19 :	Seitenunterschiede des M. trapezius im isometrischen O-EMG	60
Abb. 20 :	Seitenunterschiede des M. trapezius im dynamischen O-EMG	60

Abb. 21 :	Seitenunterschiede des M. deltoideus im isometrischen O-EMG	60
Abb. 22 :	Seitenunterschiede des M. deltoideus im dynamischen O-EMG	61
Abb. 23 :	Seitenunterschiede des M. tensor fasciae latae im isometrischen O-EMG	61
Abb. 24 :	Seitenunterschiede des M. tensor fasciae latae im dynamischen O-EMG	61
Abb. 25 :	Kennmuskeln der Ringer für die isometrische Kontraktion	62
Abb. 26 :	Kennmuskeln der Ringer für die dynamische Kontraktion	62
Abb. 27 :	Seitenunterschiede der Triathleten in der isometrischen Kontraktion	62
Abb. 28 :	Seitenunterschiede der Triathleten in der dynamischen Kontraktion	62
Abb. 29 :	Vergleich der Sportarten mit Normwerten rechter M. trapezius	65
Abb. 30 :	Vergleich der Sportarten mit Normwerten linker M. trapezius	65
Abb. 31 :	Vergleich der Sportarten mit Normwerten rechter M. sternocleidomastoideus	65
Abb. 32 :	Vergleich der Sportarten mit Normwerten linker M. sternocleidomastoideus	65
Abb. 33 :	Vergleich der Sportarten mit Normwerten rechter M. erector spinae	65
Abb. 34 :	Vergleich der Sportarten mit Normwerten linker M. erector spinae	65
Abb. 35 :	Punktwolke zur visuellen Darstellung der Korrelation zwischen EMG und TTM für den M. trapezius links	69
Abb. 36 :	Punktwolke zur visuellen Darstellung der Korrelation zwischen EMG und TTM für den M. deltoideus links	70
Abb. 37 :	EKG-Störsignal während einer Messung des M. serratus anterior	86

Tabellenverzeichnis

Tab. 1 :	ICC-Bewertung (nach Bortz et al. 2008).....	41
Tab. 2 :	Bewertung des Korrelationskoeffizienten (nach Schlittgen 2009).....	43
Tab. 3 :	Referenzwerte (in μV) für den Ruhetonus im Sitzen. Gerätespezifische Werte für „SinfoMed EMG“ errechnet nach Cram et al. (1998).....	45
Tab. 4 :	Kennwerte der isometrischen Kontraktion im EMG der untersuchten Muskeln (Spitzenwerte).....	47
Tab. 5 :	Kennwerte der isometrischen Kontraktion im EMG der untersuchten Muskeln (Mittelwerte).....	48
Tab. 6 :	Kennwerte der dynamischen Kontraktion im EMG der untersuchten Muskeln (Spitzenwerte).....	49
Tab. 7 :	Kennwerte der dynamischen Kontraktion im EMG der untersuchten Muskeln (Mittelwerte).....	50
Tab. 8 :	Übereinstimmung der Methoden „O-EMG“ und „Einschätzung durch einen Sportarzt“ in Bezug auf Seitenunterschiede Ruhezustand	51
Tab. 9 :	Deskriptive Statistik und Korrelation des O-EMG und TTM.....	52
Tab. 10 :	Reliabilität errechneter Prozentasymmetrien über 3 Messungen der isometrischen Kontraktion	55
Tab. 11 :	Reliabilität errechneter Prozentasymmetrien über 3 Messungen der dynamischen Kontraktion	55
Tab. 12 :	Deskriptive Statistik und Varianzanalyse der Prozentasymmetrie (isometrische Kontraktion).....	57
Tab. 13 :	Deskriptive Statistik und Varianzanalyse der Prozentasymmetrie (dynamische Kontraktion).....	58
Tab. 14 :	Vergleich Ruhe-EMG der Basketballer mit Normwerten	64
Tab. 15 :	Vergleich Ruhe-EMG der Triathleten mit Normwerten	64
Tab. 16 :	Vergleich Ruhe-EMG der Ringer mit Normwerten	64
Tab. 17 :	Vergleich Ruhe-EMG der Fechter mit Normwerten	64

Verzeichnis der auf dem Datenträger vorhandenen Dokumente

- Votum der Ethik-Kommission
- Informationen zur Studie für die Probanden
- Einverständniserklärung zur Teilnahme an der Studie
- Fragebogen für die Probanden
- Untersuchungsbogen für die sportmedizinische Untersuchung

Danksagung

Nach langer intensiver Arbeit möchte ich an dieser Stelle die Gelegenheit nutzen, um allen Personen zu danken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben:

Ein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. Ulrich C. Smolenski. Er hat mir das interessante Thema im Bereich der Beurteilung von Bewegungsmustern zur Verfügung gestellt und mich während der gesamten Bearbeitungszeit professionell betreut. Vor allem sein kompetenter Rat und die anregenden Diskussionen haben mich bei der Anfertigung dieser Arbeit maßgeblich unterstützt.

Großer Dank gebührt auch Herrn Dr. med. Frank-Detlef Stanek, der viel Zeit in die klinische Untersuchung der Probanden investierte und mich somit tatkräftig unterstützte. Außerdem bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. habil. Peter Schlattmann für die hilfreichen Beratungsgespräche im Bereich der statistischen Auswertung. Ich danke Herrn Dr. phil. Steffen Derlien, der mich in die Benutzung der verwendeten Messgeräte einwies und mir in der Phase der Datenerhebung stets mit Rat und Tat zur Seite stand. Mein Dank geht ebenso an alle anderen Mitarbeiter des Instituts für Physiotherapie, die mir im organisatorischen Bereich bereitwillig ihre Hilfe zur Verfügung stellten. Herrn Christof Breuer von der Firma SinfoMed GmbH danke ich für die Auskünfte hinsichtlich technischer Fragen zum „SinfoMed-EMG“.

Ein großer Dank geht an alle Sportler für ihre bereitwillige und geduldige Teilnahme an dieser Studie. Weiterhin bedanke ich mich bei allen involvierten Trainern aus den Bereichen Triathlon, Basketball, Ringen und Fechten für die Auswahl der Probanden sowie die organisatorische Unterstützung. Ebenso danke ich Herrn Röppnack vom Sportgymnasium Jena für die Bereitstellung der Räumlichkeiten.

Danken möchte ich schließlich auch meinem Lebenspartner und all meinen Freunden, die während der Anfertigung dieser Arbeit immer wieder aufmunternde Worte für mich gefunden haben. Ganz besonders hervorheben möchte ich hier Frau Dr. Katharina Wick. Sie war stets bereit, ihre Erfahrungen mit mir zu teilen und unterstützte mich vor allem mit vielen praktischen Anregungen im Bereich der Statistik.

Zu guter Letzt gilt ein besonderer Dank meinen Eltern, die mich immer mit großem Vertrauen auf meinem Weg unterstützen. Ihnen verdanke ich die Möglichkeit bis hierhin gekommen zu sein und ich möchte ihnen diese Arbeit widmen.



seit 1558

Universitätsklinikum Jena - Postfach 07740 Jena

Universitätsklinikum Jena				
1024				
12. OKT. 2007				
Institut für Physiotherapie				
Dir.	Stellv.	Stat.	Amb.	Team-
	Jena			lir.

Universitätsklinikum Jena

Ethik-Kommission der Friedrich-Schiller-Universität Jena
an der Medizinischen Fakultät

Vorsitzende:
Frau Prof. Dr. med. D. Barz

Bachstraße 18
D-07743 Jena

Geschäftsstellenleiterin:
Frau Dr. phil. U. Skorsetz

Telefon: 036 41 - 933770
Telefax: 036 41 - 933771
E-Mail: ulrike.skorsetz@med.uni-jena.de

8. Oktober 2007

Bearbeitungs-Nr. 2095-08/07

*Vergleichsstudie über Bewertungsverfahren der Muskelfunktion an alltagsrelevanten
Bewegungsstereotypien des Bewegungs- und Stützsystem*

Sehr geehrter Herr Prof. Smolenski,

vielen Dank für die Zusendung der geänderten Probandeninformation und des korrigierten Studiendesign zu o. g. klinischen Forschungsvorhaben.

Es sind alle Auflagen erfüllt und die positive Stellungnahme vom 21. September 2007 erhält ihre uneingeschränkte Gültigkeit.

Wir wünschen Ihnen viel Erfolg.

Mit kollegialem Gruß

Prof. Dr. med. U. Brandl
Stellv. Vorsitzender der Ethik-Kommission

Körperschaft des öffentlichen Rechts und Teilkörperschaft der Friedrich-Schiller-Universität Jena
Bachstraße 18, 07743 Jena
Telefon: 03641 9300; Internet: www.uniklinikum-jena.de

Verwaltungsratsvorsitzender:
Medizinischer Vorstand:
Wissenschaftlicher Vorstand:
Kaufmännischer Vorstand:

Prof. Dr. Walter Bauer-Wabnegg
Prof. Dr. Klaus Höfken
Prof. Dr. Heinrich Sauer
Rudolf Kruse

Bankverbindung:
Steuernummer:

Sparkasse Jena
BLZ: 830 530 30
Kto.: 221
1611/144/02978



Probandeninformation

Vergleichsstudie über veränderte Muskelprofile unter sportartspezifischer Belastung mithilfe des Oberflächen-EMG und des Tissue-Tensiometer

Sehr geehrter Proband,

Hiermit möchte ich Sie einladen, an der oben genannten Studie teilzunehmen. Die Studie hat das Ziel zu untersuchen, ob und wie sich die Eigenschaften der Muskeln unter sportlichem Training verändern.

Hierzu erfolgt zunächst eine kurze klinische Untersuchung durch einen Sportarzt, um die Eignung für die Teilnahme an der Studie festzustellen.

Dann werden Messungen mithilfe von 2 Geräten durchgeführt, der Oberflächen-Elektromyographie und dem Tissue-Tensiometer.

Das Oberflächen-EMG ist ein reines Messgerät, es erzeugt keinen Strom, der auf Ihren Körper übertragen wird. Es wird nur die Muskelfunktion gemessen. Dies erfolgt ähnlich wie beim EKG, mittels Messung der elektrischen Feldpotentiale, welche Ihr Muskel bei der Kontraktion erzeugt. Dazu werden Ihnen Elektroden auf die Hautpartien geklebt, an denen die entsprechenden Muskeln abgeleitet werden können.

Es handelt sich hier um ein **nicht-invasives Verfahren**, d.h. kein Instrument durchdringt Ihre Haut. Es kann lediglich sein, dass zur besseren Platzierung der Elektroden die Körperbehaarung an den jeweiligen Stellen entfernt werden muss.

Das Tissue-Tensiometer ist ein Gerät, das die Gewebsspannung misst. Dabei wird ein Metallstift auf die Hautoberfläche über dem Muskel aufgelegt, um den dort existierenden Widerstand zu messen. Auch dies ist ein **nicht-invasives** Verfahren, das keinerlei elektrische Impulse erzeugt oder Ihre Haut durchdringt.



Für unsere Studie haben wir einige repräsentative Muskeln ausgewählt, an denen die Messungen durchgeführt werden.

Die Teilnahme an der Studie ist freiwillig und die Einwilligung kann jederzeit ohne Angabe von Gründen widerrufen werden. Die erworbenen Daten werden in anonymisierter Form gesammelt und in der Studie verarbeitet.
Für weitere Fragen steht Ihnen der Studienleiter jederzeit zur Verfügung.

Mit freundlichen Grüßen,

Prof. Dr. Smolenski (Studienleiter)

Charlott Roihl (Studiendurchführende)



Einverständniserklärung zur Teilnahme an der

Vergleichsstudie über veränderte Muskelprofile unter sportartspezifischer Belastung mithilfe des Oberflächen-EMG und des Tissue-Tensiometer

Name: _____

Geb.datum: _____

Probandennummer: _____

Hiermit erkläre ich mich bereit an der oben genannten Studie teilzunehmen.

Ich bestätige, dass ich ausreichend über Art und Durchführung der Studie aufgeklärt worden bin. Mir wurde eine schriftliche Probandeninformation ausgehändigt und ich hatte die Möglichkeit, diese zu lesen.

Beim Aufklärungsgespräch mit _____ hatte ich die Möglichkeit Fragen zu stellen und diese konnten mir beantwortet werden.

Ich hatte genügend Zeit mich zu entscheiden an der Studie teilzunehmen und habe dies aus eigenem Willen getan.

Die Teilnahme ist freiwillig und ich kann jederzeit ohne Angabe von Gründen aus der Studie austreten. Meine Daten werden anonym und ohne Hinweis auf Personaldaten für die Auswertung der Studie verwendet.

Ort, Datum

Unterschrift des Probanden und ggf. des Erziehungsberechtigten

Unterschrift Aufklärender



Fragebogen

Vergleichsstudie über veränderte Muskelprofile unter sportartspezifischer Belastung mithilfe des Oberflächen-EMG und des Tissue-Tensiometer

Probandennummer: _____

Sportart: _____

Sehr geehrter Proband,

wir bitten Sie die folgenden Fragen ehrlich zu beantworten, damit wir die Ergebnisse der Messungen, die wir durchführen richtig einordnen können.

Die Antworten werden vertraulich behandelt und anonymisiert verarbeitet.

Vielen Dank!

1. Welche Körperseite würden Sie bei der Ausführung Ihrer Sportart als die dominante bezeichnen?

☐ **rechts**

☐ **links**



Probandennummer: _____

- 2. Hatten Sie schon mal eine OP oder ein schwerwiegendes Trauma am Bewegungsapparat?**

☐ ja

☐ nein

Wenn ja, was?

- 3. Haben Sie in den letzten Wochen irgendwelche Beschwerden im Bereich des Bewegungsapparates?**

☐ ja

☐ nein

Wenn ja, welche?

- 4. Nehmen Sie regelmäßig Muskelrelaxantien oder Drogen ein?**

☐ ja

☐ nein



Untersuchungsbogen zur Studie über Muskelprofile bei Sportlern

Probandennummer: _____

Sportart: _____

Freie Beweglichkeit der Wirbelsäule ohne Schmerzen ☐ ja ☐ nein

FBA < 5cm ☐ ja ☐ nein

Schober ≥ 4cm ☐ ja ☐ nein

Klinisch relevante Funktionsstörungen
im Bereich der Wirbelsäule oder ISG ☐ ja ☐ nein

Klinischer Beckengeradstand ☐ ja ☐ nein

Freie Beweglichkeit der Hüft-und Schultergelenke ☐ ja ☐ nein

Neurologische Ausfälle ☐ ja ☐ nein



Probandennummer: _____

Tastbare, akute Triggerpunkte in einem der unten
genannten Muskeln (rechts- oder linkseitig)

☐ ja

☐ nein

- M. sternocleidomastoideus
- M. rhomboideus major
- M. trapezius oberer Anteil
- M. deltoideus mittlerer Anteil
- M. serratus anterior
- M. rectus abdominis
- M. erector spinae L3/4
- M. gluteus maximus
- M. tensor fasciae latae

Ist eine seitenbetonte, muskuläre Spannungserhöhung in den folgenden Muskeln zu
erkennen?

- | | | | |
|----------------------------------|---------------------------------|--------------------------------|-------------------------------|
| - M. sternocleidomastoideus | <input type="checkbox"/> rechts | <input type="checkbox"/> links | <input type="checkbox"/> nein |
| - M. rhomboideus major | <input type="checkbox"/> rechts | <input type="checkbox"/> links | <input type="checkbox"/> nein |
| - M. trapezius oberer Anteil | <input type="checkbox"/> rechts | <input type="checkbox"/> links | <input type="checkbox"/> nein |
| - M. deltoideus mittlerer Anteil | <input type="checkbox"/> rechts | <input type="checkbox"/> links | <input type="checkbox"/> nein |
| - M. serratus anterior | <input type="checkbox"/> rechts | <input type="checkbox"/> links | <input type="checkbox"/> nein |
| - M. rectus abdominis | <input type="checkbox"/> rechts | <input type="checkbox"/> links | <input type="checkbox"/> nein |
| - M. erector spinae L3/4 | <input type="checkbox"/> rechts | <input type="checkbox"/> links | <input type="checkbox"/> nein |
| - M. gluteus maximus | <input type="checkbox"/> rechts | <input type="checkbox"/> links | <input type="checkbox"/> nein |
| - M. tensor fasciae latae | <input type="checkbox"/> rechts | <input type="checkbox"/> links | <input type="checkbox"/> nein |

Untersucher: _____

Datum: _____

Unterschrift: _____

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Prof. Dr. med. Ulrich C. Smolenski, Dr. med. Frank-Detlef Stanek, Prof. Dr. med. habil. Peter Schlattmann, Dr. phil. Steffen Derlien.

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, 01.10.2015

Charlott Roihl